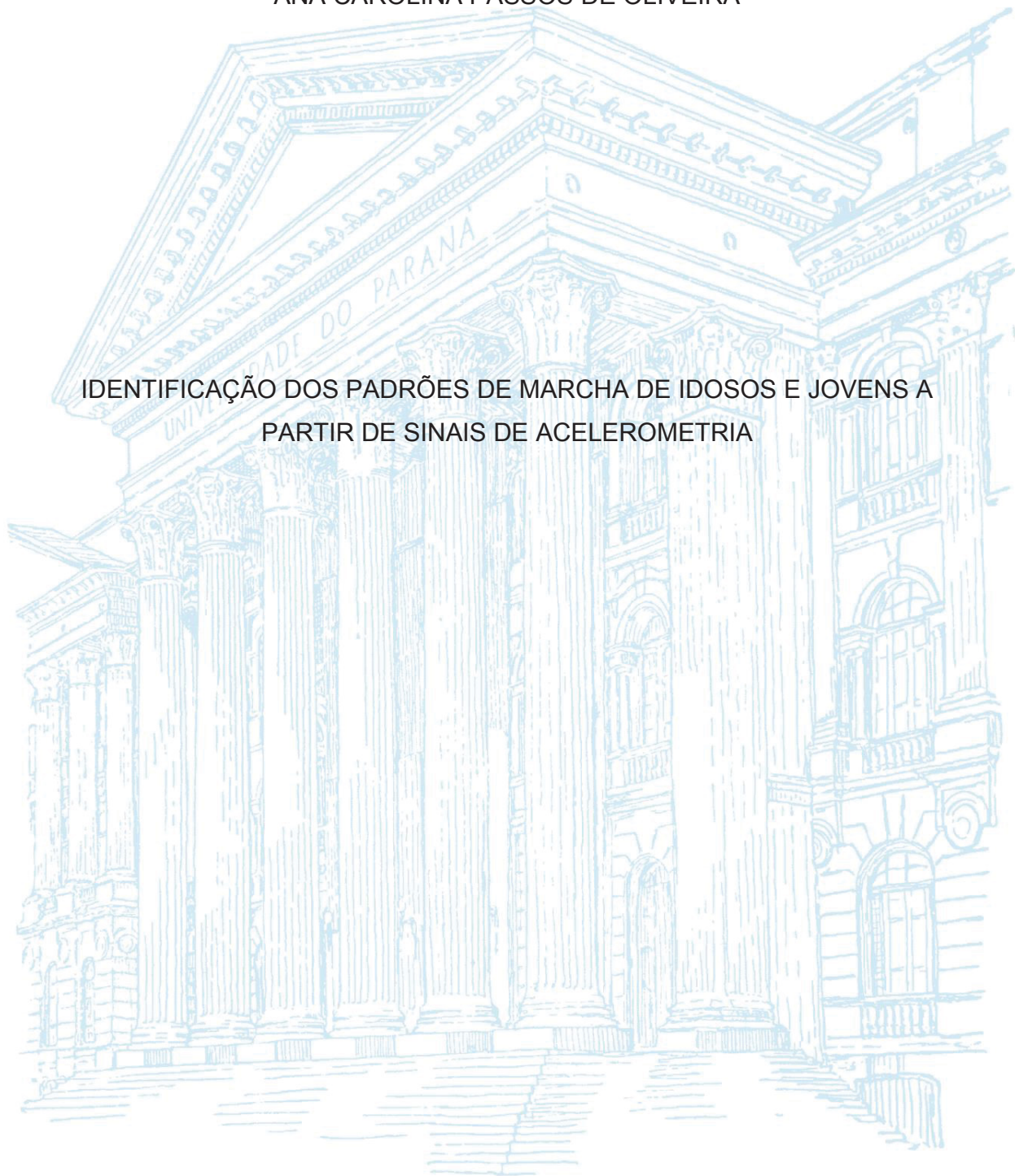


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

ANA CAROLINA PASSOS DE OLIVEIRA

IDENTIFICAÇÃO DOS PADRÕES DE MARCHA DE IDOSOS E JOVENS A
PARTIR DE SINAIS DE ACELEROMETRIA



CURITIBA
2019

ANA CAROLINA PASSOS DE OLIVEIRA

IDENTIFICAÇÃO DOS PADRÕES DE MARCHA DE IDOSOS E JOVENS A
PARTIR DE SINAIS DE ACELEROMETRIA

Dissertação apresentada ao curso de pós-graduação em educação física, setor de ciências biológicas, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

CURITIBA
2019

Universidade Federal do Paraná. Sistema de Bibliotecas.
Biblioteca de Ciências Biológicas.
(Dulce Maria Bieniara – CRB/9-931)

Oliveira, Ana Carolina Passos de
Identificação dos padrões de marcha de idosos e jovens a partir
de sinais de acelerometria. / Ana Carolina Passos de Oliveira. –
Curitiba, 2019.
113 p.: il.

Orientador: André Luiz Felix Rodacki
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Paraná, Setor de
Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.

1. Acelerometria 2. Marcha 3. Idoso I. Título II. Rodacki, André Luiz
Felix III. Universidade Federal do Paraná. Setor de Ciências Biológicas.
Programa de Pós-Graduação em Educação Física.

CDD (22. ed.) 796.42



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SETOR SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EDUCAÇÃO FÍSICA -
40001016047P0

TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em EDUCAÇÃO FÍSICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da dissertação de Mestrado de **ANA CAROLINA PASSOS DE OLIVEIRA** intitulada: **Identificação dos padrões de marcha de idosos e jovens a partir de sinais de acelerometria**, após terem inquirido a aluna e realizado a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua **APROVAÇÃO** no rito de defesa.

A outorga do título de mestre está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

CURITIBA, 15 de Fevereiro de 2019.

ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI
Presidente da Banca Examinadora (UFPR)

ELISÂNGELA FERRETTI MANFFRA
Avaliador Externo (PUC/PR)

GLEBER PEREIRA
Avaliador Interno (UFPR)

Dedico este trabalho as melhores
pessoas que poderia ter conhecido
nesta vida, meus pais Gilmar e
Joelma.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de iniciar esta sessão de agradecimento, convidado você leitor a praticar um breve exercício de memória. Gostaria que rapidamente, você tentasse buscar em sua memória, pelo menos uma história que seja composta do início ao fim por um único personagem. Difícil, não? Existem histórias com poucos personagens, isso é verdade, mas nenhuma (que eu possa me lembrar) que seja composta por um único participante. Esta história aqui, não poderia ser diferente! E é a esses participantes que eu gostaria de agradecer!

Inicialmente, agradeço a Deus e a Nossa Senhora, por toda a força nos momentos que eu mesma duvidava da minha capacidade de chegar aqui. Agradeço pelo dom da vida e por terem colocado no meu caminho tantas pessoas especiais.

A meus pais Gilmar e Joelma, meu maior tesouro e meus grandes apoiadores. Obrigado por nunca terem desacreditado de mim e por terem sempre apoiado todos os meus sonhos. Obrigado por terem me ensinado sobre tantas coisas. Sei que muitas vezes vocês abriram mão de suas vontades por nós (por mim e pelo Fe), mas que eu possa retribuir todo o esforço de vocês para que hoje eu estivesse aqui, escrevendo estas palavras. Tudo o que faço nessa vida é por vocês e para vocês! Ao meu irmão, Fe, você que sempre foi meu maior exemplo, minha inspiração, desde a época da escola. Obrigada por todas as vezes que você se dispôs a me ajudar neste trabalho! Obrigada por estar sempre perto de mim, eu te amo e te admiro!

Ao meu amor, Guilherme, obrigada por sempre estar ao meu lado e por me fazer acreditar que eu posso mais do que imagino. Sem seu amor, amizade, companheirismo e apoio esta caminhada seria sem dúvidas, muito mais penosa. Sou uma pessoa de muita sorte por ter você ao meu lado! Ah, não poderia me esquecer, obrigada por todas as vezes que você montou e desmontou a mesinha de estudos!

Agradeço imensamente aos meus avós, Vô Joel e Vó Dida, os pezinhos mais famosos deste Brasil. Obrigado por sempre estarem

dispostos a serem meus “modelos”. E agradeço mais ainda por toda nossa caminhada juntos, vocês são parte de cada pedacinho da minha vida, muito do que hoje sou, devo a vocês!

À minha família meus tios, tias, avôs e avós, primos e primas por estarem juntos nesta caminhada! Obrigada! Em especial ao meu primo/irmão Du, que sempre me apoiou e esteve ao meu lado! Obrigada também por todos os momentos de descontração! Amo você!

Eu já teria milhões de motivos para agradecer, apenas pela família que Deus me deu, mas não satisfeito, ele ainda confiou a mim a missão de ter amigos especiais! Aos quais também quero agradecer!

Aos meus amigos, em especial as minhas amigas de longa data Isa, Julia, Jéssica, Evelin, obrigada por todas as conversas, conselhos, risadas e também por ouvirem os momentos de lamentação, obrigada por compreenderem os momentos de ausência. Vocês são presentes que a vida me deu e levo cada um de vocês num pedacinho do meu coração!

Aos meus companheiros do CECOM, Arthur, Benny, Fernanda, Gisele, Jerusa, John, Joice, Karini, Lais, Leilane, Luana, Luiza, Mariane, Paula, Pamela, Renata, Ryelen, Sabrine e Susana! Obrigada por todas as conversas, por todas as risadas, por toda ajuda e conselhos. A caminhada até aqui foi muito mais leve graças a vocês!

Em especial, agradeço aos meus grandes amigos e mestres Jerusa e John. Foram inúmeras risadas e “brincas”. Vocês por muitas vezes aguentaram meus choros e momentos de desespero, com paciência e resiliência. Jerusa ou melhor Je, desde a idealização deste projeto você esteve presente até hoje no dia de sua conclusão. Sem você este trabalho não seria nem metade do que é. Obrigada por tanto, obrigada por todas as lições acadêmicas e por todas as lições da vida. Você é uma grande inspiração, te admiro muito! John ou Johnzito, mesmo chegando um pouquinho depois, você também é responsável pelo resultado deste trabalho! Obrigado por me ensinar sobre tantas coisas que eu não imaginava nem que existissem e obrigada por me ajudar a evoluir! Igualmente, te admiro muito e me inspiro em você! Je e Johnzito, sempre, torcerei por vocês e estarei orgulhosa por cada

conquista, que um dia eu possa ser 1% do que vocês são. A vocês dois, só posso dizer de todo meu coração: Obrigada!

Ao meu orientador, Prof. Dr. André L. F. Rodacki, pela oportunidade de hoje estar aqui. Obrigada por ter acreditado em mim, por ter me aceitado como sua aluna e por toda orientação nesta trajetória. Sinto-me muito orgulhosa em dizer que sou sua aluna.

Aos membros (titulares e suplentes) da banca, Profa. Dra. Elisângela Ferretti Manffra, Prof. Dr. Gleber Pereira, Prof. Dr. Paulo Cesar Barauce Bento e Prof. Dr. Renato de Moraes obrigada por toda contribuição desde a qualificação para que este trabalho fosse construído com ainda mais qualidade, em especial agradeço ao Prof. Dr. Gleber Pereira, obrigada por toda ajuda, por todas as conversas e pela oportunidade de ser também sua aluna de iniciação científica, sou grata a você!

Agradeço a todos os participantes dos meus testes, jovens e idosos, que dispuseram de seu tempo para realização das avaliações. Cada um de vocês foram parte fundamental deste estudo, sem a contribuição de vocês este trabalho não existiria. Muito obrigada.

Ao secretário do programa de pós-graduação Rodrigo Waki, por toda disposição em prontamente esclarecer minhas dúvidas e ajudar-me no que podia. Sorte a do nosso programa e dos alunos dele contarem com sua colaboração!

Ao apoio financeiro prestado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Enfim, estes são os “personagens” desta história, da minha história. Ao final destes agradecimentos só posso dizer que sou extremamente grata por ter cada um de vocês compartilhando tantas coisas.

Certamente essa história poderia contar com bem menos “personagens”, mas, qual seria a graça?

“Ninguém é suficientemente perfeito, que não possa aprender com o outro e, ninguém é totalmente estruído de valores que não possa ensinar algo ao seu irmão.”

São Francisco de Assis

RESUMO

Esta dissertação buscou avaliar o padrão de marcha de jovens e idosos a partir do sinal de aceleração a fim de identificar as principais diferenças encontradas no padrão de aceleração do grupo idoso. A comparação do sinal de aceleração entre idosos com e sem histórico de quedas também foi realizada. Para tanto, foram realizados quatro estudos experimentais. O primeiro estudo analisou a reprodutibilidade do sinal de aceleração de jovens e idosos durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima. Os resultados mostraram alta reprodutibilidade nos três eixos medidos, independente do grupo e velocidade, demonstrando ser uma medida confiável para análise de marcha. O segundo estudo consistiu na comparação do sinal de aceleração de jovens e idosos durante a caminhada em duas velocidades (auto selecionada e máxima) e adicionalmente avaliou o índice de simetria. Houve baixa variabilidade no padrão de aceleração, independente do grupo e da velocidade. Quando comparados os picos da curva de aceleração em relação a aceleração e ao posicionamento houve maior diferença entre os grupos na velocidade de caminhada máxima. Não foram obtidos valores que indicassem assimetria da marcha, avaliada pelo índice de simetria, independente do grupo ou da velocidade. O terceiro estudo teve como objetivo identificar o sinal de aceleração durante a caminhada em três superfícies distintas e em duas velocidades de caminhada (auto selecionada e máxima) do grupo idoso. As superfícies avaliadas foram: madeira, grama e paralelepípedo. Foi observado aumento da variabilidade do padrão de aceleração nos terrenos com características instáveis (grama e paralelepípedo), independente da velocidade de caminhada. O padrão de aceleração apresentou maior diferença na superfície grama quando comparado as demais superfícies, estas diferenças estão relacionadas à pouca informação visual sobre os elementos de instabilidade do terreno. O quarto estudo foi composto por idosos divididos nos grupos com histórico de quedas (n=8) e sem histórico de quedas (n=19), a alocação nos grupos se deu a partir do questionário de histórico de quedas. Neste estudo foi feita a comparação ponto a ponto da curva de aceleração dos grupos. O grupo com histórico de quedas apresentou maior variabilidade da marcha nos momentos em que era requerido o apoio unipodal durante a marcha em comparação ao grupo sem histórico de quedas.

Palavras-chave: Acelerometria. Marcha. Idoso.

ABSTRACT

This dissertation aimed to evaluate the gait pattern of young and old people from the acceleration signal in order to identify the main differences found in the acceleration pattern of the elderly group. The comparison of the acceleration signal between elderly with and without fall history was also performed. Four experimental studies were performed. The first study analyzed the reproducibility of the acceleration signal of young and old during self-selected maximum speed gait. The results showed high reproducibility in the three measured axes, independent of the group and velocity, proving to be a reliable measure for gait analysis. The second study consisted of comparing the acceleration signal of young and old people during two-speed walking (self-selected and maximum) and also evaluated the symmetry index. There was low variability in the acceleration pattern, regardless of group and speed. When the acceleration curve peaks were compared with acceleration and positioning, there was a greater difference between the groups in the maximum walking speed. No values were obtained indicating gait asymmetry, assessed by the symmetry index, independent of the group or speed. The third study aimed to identify the acceleration signal during walking on three distinct surfaces and at two walking speeds (self-selected and maximal) of the elderly group. The evaluated surfaces were: wood, grass, and parallelepiped. It was observed an increase in the variability of the acceleration pattern in terrains with unstable characteristics (grass and parallelepiped), regardless of walking speed. The acceleration pattern presented a greater difference in the grass surface when compared to the other surfaces, these differences are related to the little visual information about the instability elements of the terrain. The fourth study was composed of elderly individuals divided into the groups with ($n = 8$) and without fall history ($n = 19$), the allocation in the groups was based on the history of falls questionnaire. In this study, the point-to-point comparison of the acceleration curve of the groups was made. The group with fall history presented greater gait variability at the moments when single support was required during gait than the group without fall history.

Keywords: Accelerometry. Gait. Elderly.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Período de apoio e balanço durante um ciclo da marcha (Adaptado de Perry, 1992).....	26
FIGURA 2 - Sistema massa mola de um acelerômetro (Adaptado de MATHIE et al., 2004)	31
FIGURA 3 - Sistema de aprendizado supervisionado (Adaptado de Haykin, 2001)	33
FIGURA 4 - Sistema de aprendizado não supervisionado (Adaptado de Haykin, 2001)	34
FIGURA 5 - Técnica de validação cruzada para parada do treinamento (Fonte: Haykin, 2001)	35
FIGURA 6 - Posicionamento do acelerômetro durante a avaliação da marcha.	Erro! Indicador n
FIGURA 7 - Layout da área de coletas	Erro! Indicador não definido.
Figura 8 - Arquitetura das etapas de treinamento e validação da rede neural artificial (RNA) desenvolvida	Erro! Indicador não definido.
FIGURA 9 - Aceleração média para grupo de jovens (GJ) e idosos (GI), sob direções antero posterior, vertical e médio lateral, da perna direita (R), durante o ciclo da marcha em velocidade auto selecionada e velocidade máxima	45
FIGURA 10 - Erro padrão de medição (EPM) e alteração detectável mínima (MMD) para sinais de aceleração vertical, ântero-posterior e mediolateral para velocidade auto selecionada (GI-VAS) e velocidade máxima (GI-VM) para grupo de idosos e Velocidade auto seleciona	47
FIGURA 11 – Dado representativos dos picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração	55
FIGURA 12 -Aceleração média (+-DP) para grupo de jovens (GJ) e idosos (GE), nas direções vertical (VT), ântero-posterior(AP) e mediolateral (ML) dos membros direito e esquerdo durante o ciclo da marcha em velocidade auto selecionada	57
FIGURA 13 - Aceleração média (+-DP) para grupo de jovens (GJ) e idosos (GE), nas direções vertical (VT), ântero-posterior (AP) e mediolateral (ML) dos membros direito e esquerdo durante o ciclo da marcha em velocidade máxima	57
FIGURA 14 – Dado representativo dos picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração	72

FIGURA 15 - Aceleração média (\pm desvio padrão), nas direções vertical, antero posterior e médio lateral do membro direito durante o ciclo da marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade auto selecionada	73
FIGURA 16 - Aceleração média (\pm desvio padrão), nas direções vertical, antero posterior e médio lateral do membro direito durante o ciclo da marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade máxima	74
FIGURA 17 - Alocação dos participantes nos grupos	83
FIGURA 18 - Valores de escore z em função do ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade auto selecionada	85
FIGURA 19 - Valores de escore z em função do ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade máxima	85

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Reprodutibilidade do sinal de aceleração intra sujeito nas velocidades auto selecionada e máxima	44
TABELA 2 - Coeficiente de correlação intraclasse (CCI), mínima mudança detectável (MMD) e erro padrão de medida (EPM) do ciclo de marcha (0-100%) intra-sujeitos e inter-sujeitos para idosos e jovens	46
TABELA 3 - Idade, massa corporal e estatura dos grupos jovem e idoso (média \pm desvio padrão).....	Erro! Indicador não definido.
TABELA 4 - Picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração	54
TABELA 5 - Média das velocidades dos grupos jovem e idoso nas condições de caminhada auto selecionada e máxima	Erro! Indicador não definido.
TABELA 6 - Valores de posicionamentos e aceleração (média \pm DP) dos instantes de picos e vales em relação ao ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade máxima.....	61
TABELA 7 - Valores posicionamento e aceleração (média \pm DP) dos instantes de picos e vales em relação ao ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade auto selecionada	62
TABELA 8 - Valores do índice de simetria para posicionamento e aceleração (média \pm DP) dos instantes de picos e vales em relação ao ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.....	63
TABELA 9 - Picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração	71
TABELA 10 - Valores médios (\pm desvio padrão) da velocidade de caminhada, nos terrenos madeira, grama e paralelepípedo	73
TABELA 11 - Valores dos instantes em relação ao ciclo da marcha (0-100%) e aceleração (média \pm DP) de ocorrência dos picos e vales durante 20 ciclos de marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade auto selecionada	76
TABELA 12 - Valores dos instantes em relação ao ciclo da marcha (0-100%) e aceleração (média \pm DP) de ocorrência dos picos e vales durante 20 ciclos de marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade máxima.....	77

TABELA 13 - Características físicas (média \pm desvio padrão) dos participantes do grupo com (GQ) e sem (GN) histórico de quedas	83
TABELA 14 - Média das velocidades dos grupos com (GQ) e sem histórico de quedas (GN), durante a caminhada em	84

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 OBJETIVOS.....	20
2.1 OBJETIVO GERAL	20
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
3 HIPÓTESES.....	21
4 REVISÃO DE LITERATURA	23
4.1 ENVELHECIMENTO	23
4.2 A MARCHA HUMANA.....	25
4.2.1 Alterações na marcha com o processo de envelhecimento.....	27
4.3 ACELEROMETRIA.....	30
4.3.1 Utilização de redes neurais para extração de padrões da marcha.....	32
ESTUDO EXPERIMENTAL 1	37
5 REPRODUTIBILIDADE INTRA-SUJEITO E INTER-SUJEITO DA MARCHA EM DIFERENTES VELOCIDADES DE JOVENS E IDOSOS UTILIZANDO ACELERÔMETRO TRIAXIAL	37
5.1 INTRODUÇÃO	37
5.2 METODOLOGIA.....	38
5.2.1 PARTICIPANTES	38
5.2.2 Critérios de inclusão	39
5.2.3 Critérios de exclusão	39
5.2.4 DESENHO EXPERIMENTAL	39
5.2.5 AVALIAÇÕES E INSTRUMENTAÇÃO	40
5.2.5 Anamnese	40
5.2.6 Avaliação antropométrica	40
5.2.7 Avaliação da marcha	40
5.3 PROCESSAMENTO DOS DADOS	42
5.3.1 Análise estatística	43
5.4 RESULTADOS	43
5.5 DISCUSSÃO	48
5.6 CONCLUSÃO.....	49
ESTUDO EXPERIMENTAL 2	51

6 COMPARAÇÃO DO SINAL DE ACELERAÇÃO DE JOVENS E IDOSOS EM DIFERENTES VELOCIDADES E IDENTIFICAÇÃO DA SIMETRIA

BILATERAL	51
6.1 INTRODUÇÃO	51
6.2 METODOLOGIA.....	53
6.2.1 Participantes.....	53
6.2.2 Procedimentos experimentais	53
6.2.3 Processamento dos dados	53
6.2.4 Variáveis analisadas.....	54
6.2.5 Análise estatística	55
6.3 RESULTADOS	56
6.4 DISCUSSÃO	64
6.5 CONCLUSÃO.....	66
ESTUDO EXPERIMENTAL 3	68
7 IDENTIFICAÇÃO DO SINAL DE ACELERAÇÃO DE IDOSOS DURANTE A MARCHA EM DIFERENTES SUPERFÍCIES.....	68
7.1 INTRODUÇÃO	68
7.2 METODOLOGIA.....	70
7.2.1 Participantes.....	70
7.2.2 Procedimentos experimentais	70
7.2.3 Processamento dos dados	71
7.2.4 Variáveis analisadas.....	71
7.2.5 Análise estatística	72
7.3 RESULTADOS	72
7.4 DISCUSSÃO	78
7.5 CONCLUSÃO.....	80
ESTUDO EXPERIMENTAL 4	81
8 IDENTIFICAÇÃO DE IDOSOS CAIDORES A PARTIR DO SINAL DE ACELERAÇÃO	81
8.1 INTRODUÇÃO	81
8.2 METODOLOGIA.....	82
8.2.1 Participantes.....	82
8.2.2 Procedimentos experimentais	83
8.2.3 Análise estatística	83

8.3 RESULTADOS	84
8.4 DISCUSSÃO	86
8.5 CONCLUSÃO.....	88
9 DISCUSSÃO GERAL	89
10 CONCLUSÃO GERAL.....	91
REFERÊNCIAS.....	91
APÊNDICE 1	106
APÊNDICE 2.....	109
ANEXO 1.....	108

1 INTRODUÇÃO

A marcha é uma tarefa motora que compreende a repetição de uma sequência de movimentos, os quais precisam ser organizados em seus aspectos espaciais e temporais a fim de responderem às demandas funcionais e ambientais da tarefa (PERRY, 1992). A marcha humana, apesar de ser uma atividade rotineira, é efetuada pela interação de vários sistemas complexos (GAMBLE, 2006). As alterações que ocorrem em função do processo de envelhecimento impactam sobre a capacidade de vários sistemas (músculo-esquelético, sensorial, vestibular e nervoso) em produzir respostas adequadas e podem modificar a capacidade de caminhar de idosos (AAGAARD et al., 2007; KERRIGAN et al., 1998; LAURETANI et al., 2003). Como consequência, estas alterações acarretam mudanças nas características espaço temporais da marcha, como por exemplo, aumento na fase de duplo apoio, incremento da largura da passada, diminuição da cadência e redução da velocidade (CALLISAYA et al., 2009). Ainda que as modificações de tais parâmetros visem leva a maior estabilidade dinâmica (MENZ et al., 2004), a variabilidade pode experimentar incrementos, o que constitui um risco aumentado para quedas (MILLS; BARRETT; MORRISON, 2008).

A variabilidade pode levar ao aumento da assimetria entre os hemisférios direito e esquerdo (GARD; MIFF; KUO, 2004). Durante a marcha, aumentos na variabilidade estão relacionados a um maior consumo energético (JØRGENSEN et al., 2000) e acarreta menor eficiência mecânica. Diversos estudos relatam simetria de membros inferiores durante a caminhada em velocidade auto selecionada em variáveis angulares, forças de reação do solo e atividade eletromiográfica (ARSENAULT et al., 1984). Porém, são poucos os estudos que tenham avaliado a simetria de membros inferiores de idosos durante condições mais desafiadoras, como por exemplo quando a marcha é realizada em velocidade máxima. Em condições mais desafiadoras, como quando o caminhar é executado em velocidades mais rápidas do que a habitual, é necessária a manutenção reativa e pró-ativa do controle neuromuscular (MIDDLETON et al., 2016) e menores tempos de reação frente as demandas alteradas nos parâmetros espaço temporais do movimento

(KERRIGAN et al., 1998). Tais exigências podem levar a aumentos no risco quedas entre idosos (MOREIRA; SAMPAIO; KIRKWOOD, 2015).

Uma estratégia para o estudo da marcha é a comparação dos padrões entre idosos e jovens. Ao comparar o padrão de marcha de jovens e idosos são obtidas informações quantitativas sobre a variabilidade da marcha. Ressalta-se a importância de identificar estas diferenças pois a alta variabilidade dos parâmetros da marcha indicam o risco aumentado de quedas (FREITAS; BAGESTEIRO; ALOUCHE, 2012; SIMON, 2004).

Para identificar as diferenças nos padrões de marcha de indivíduos jovens e idosos, diversos estudos utilizam metodologias tradicionais. Como sistemas de câmeras optoeletrônicas, eletromiografia e plataforma de força. Entretanto, estes sistemas apresentam limitações como a análises apenas em ambientes laboratoriais e alto custo. Uma alternativa é o uso de acelerômetros (dispositivos que podem operar através de um sistema massa mola, realizando a mensuração da intensidade da aceleração aplicada em um eixo) (HERRAN; ZAPIRAIN; ZORRILLA, 2014). Dentre as vantagens do uso de acelerômetros destacam-se (a) suas pequenas dimensões que resultam em interferência mínima sobre o movimento, (b) possibilidade de avaliação em ambientes não laboratoriais e (c) baixo custo, quando comparado às demais metodologias (KAVANAGH e MENZ, 2008).

Quando avaliada sob condições rigorosamente controladas (ambiente laboratorial) as metodologias tradicionais, como sistemas optoeletrônicos, fornecem as características espaço temporais da marcha (KAVANAGH e MENZ, 2008). Além disso, a avaliação destes parâmetros pode ser realizada em ambiente de vida diária, a partir de processos matemáticos como por exemplo a integração do sinal de aceleração (SENDEN et al., 2009). Entretanto, os estudos que envolveram a determinação da aceleração foram realizados com protocolos apenas na velocidade habitual de marcha (GODFREY et al., 2015; HARTMANN, MURER, BIE, 2009; LEE et al., 2010) e com diferentes populações, como jovens, idosos ou indivíduos com marcha patológica (GODFREY et al., 2015; HARTMANN, MURER, BIE, 2009; SENDEN et al., 2009), porém as características do sinal de aceleração não foram comparados entre estas populações, para compreensão das modificações ocasionadas evidenciadas na marcha.

A determinação e comparação de padrões de movimento, através do sinal de aceleração, pode ser realizada através de análises de redes neurais (MOSTAFAVIZADEH et al. 2014). As redes neurais apresentaram alto potencial no reconhecimento de padrões da marcha de indivíduos jovens (WU E SU, 2000), e uma boa capacidade de generalização, o que potencializa o reconhecimento de padrões característicos da marcha (HOLZREITER e KOHLE, 1993).

Assim ao considerar o potencial de reconhecimento dos sinais de aceleração das variáveis da marcha através de redes neurais, pode-se especular que tal abordagem permita identificar diferenças no padrão de marcha devido à caminhada em diferentes velocidades ou em diferentes terrenos. Especula-se ainda que possam ser identificadas diferenças nos padrões de marcha de indivíduos jovens e idosos a partir do sinal de aceleração, sendo uma metodologia potencial para avaliação de variabilidade durante a marcha. Em futuros estudos esta metodologia pode ser promissora para identificação de eventos antecessores a quedas como tropeços, ou identificação de queda propriamente ditas.

Desta forma, este estudo objetiva a caracterização do padrão de marcha de idosos e jovens durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Identificar e comparar o padrão de marcha de idosos e jovens a partir do sinal de aceleração durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a reprodutibilidade do sinal de aceleração de jovens e idosos saudáveis durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.
- Comparar os sinais de aceleração adquiridos durante a caminhada de indivíduos jovens e idosos saudáveis em velocidade auto selecionada e máxima.
- Avaliar o índice de simetria bilateral de jovens e idosos em caminhadas realizadas em diferentes velocidades.
- Identificar o sinal de aceleração, durante a marcha de idosos em diferentes superfícies, durante duas velocidades de caminhada (auto selecionada e máxima).
- Identificar diferenças no padrão de aceleração de idosos com histórico de quedas durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.

3 HIPÓTESES

Para que os objetivos do estudo possam ser atingidos, um conjunto de hipóteses foi formulado:

H₁- Os dados de aceleração apresentarão reprodutibilidade do padrão de marcha na população jovem e de idosos

H₂- Haverá diferenças no sinal de aceleração entre jovens e idosos e entre as comparações em velocidade auto selecionada e máxima

H₃ - Haverá maior simetria bilateral durante a velocidade auto selecionada na população jovem e idosa quando comparado com a velocidade máxima

H₄- Haverá diferença no sinal de aceleração durante a caminhada sobre superfícies distintas, sendo as diferenças mais evidenciadas durante a velocidade máxima de caminhada

H₅- Os idosos com histórico de quedas apresentarão diferenças no sinal de aceleração em ambas as velocidades analisadas, quando comparados aos participantes sem histórico de quedas

ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A fim de responder os objetivos formulados, esta dissertação foi dividida em quatro estudos experimentais. Inicialmente, foi determinada a confiabilidade dos sinais obtidos, em que a reprodutibilidade do sinal de aceleração durante a marcha em duas velocidades diferentes de caminhada de jovens e idosos é determinada. O segundo estudo experimental foi elaborado a fim de identificar as principais diferenças no sinal de aceleração obtido durante a marcha entre jovens e idosos e avaliar a existência de simetria entre os hemisférios. Após testadas as diferenças entre jovens e idosos, foram observadas influência de terrenos com características distintas (madeira, grama e paralelepípedo), sobre os sinais de aceleração da marcha de jovens e idosos. O último estudo experimental objetivou identificar diferenças no sinal de aceleração durante a marcha entre idosos com e sem histórico de quedas. Por fim, é apresentada a conclusão global desta dissertação.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 ENVELHECIMENTO

A expectativa de vida vem aumentando progressivamente devido a uma soma de fatores. Estima-se que haja um aumento de dois milhões de indivíduos com mais de 60 anos até o ano de 2050, ainda, neste ano projeta-se que a população seja composta de 20% de indivíduos com 80 anos ou mais, com isso haverá um maior quantitativo de indivíduos idosos se em comparação com crianças menores de 14 anos (WHO, 2007). Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (2015) 14,3% da população brasileira atualmente é composta por indivíduos com 60 anos ou mais. Contudo, inerente ao processo de envelhecimento ocorrem declínios nas funções físicas e fisiológicas dos idosos (HARRIDGE e LAZARUS, 2017).

O processo de envelhecimento pode ser compreendido por duas divisões, o envelhecimento primário, conhecido também como senescência, que ocorre devido a uma série de fatores que ocorrem de forma dinâmica e progressiva, sendo seu ritmo determinado geneticamente, assim é comum para todos os indivíduos. E o envelhecimento secundário ou ainda envelhecimento patológico não é comum a todos os indivíduos, pois dá-se a partir da interação de fatores externos, sendo relacionado a ocorrência de doenças (ANSTEY; STANKOV; LORD, 1993).

A senescência está associada a degeneração da força e da potência no idoso, impactando diretamente na capacidade funcional e mobilidade, podendo ocasionar o aumento da incapacidade física, influenciando atividades diárias como a capacidade de realizar caminhada de forma independente (CLARK e MANINI, 2012).

A redução da força e potência se dá devido a alterações na estrutura e na função dos músculos esqueléticos. A significativa redução de neurônios motores leva a diminuição do número de fibras musculares esqueléticas, que sofrem também redução do comprimento, adicionalmente o tecido conjuntivo torna-se mais rígido com o avançar da idade. Estas alterações impactam as atividades cotidianas como por exemplo, na diminuição da eficiência da

marcha, tendo em vista que a contração dos músculos responsáveis pela marcha está ligada direta ou indiretamente ao alongamento do tecido conjuntivo em tendões (BASSEY e BASSEY, 1997).

Outros fatores que estão relacionadas ao decréscimo de força e potência são a redução da área muscular. De acordo com Lexell, Taylor e Sjöström (1988) ocorre uma perda de 10% da área muscular a partir dos 50 anos. A redução da força muscular está ligada a mecanismos neurológicos e propriedades do músculo esquelético. Em indivíduos idosos relata-se que a capacidade de ativação voluntária do músculo esquelético é prejudicada, adicionalmente há a diminuição das unidades motoras, estes fatores combinados ocasionam a redução da força máxima (CLARK e MANINI, 2012).

Estudos evidenciam que a redução da força ocorre de maneira progressiva. De acordo com Lexell, Taylor e Sjöström (1988) entre 30 e 50 anos ocorre 30% a 50% de diminuição da força. Vandervoort (2002) explicita que há uma diferença de 40% da força estática e dinâmica se forem comparados indivíduos idosos, com idade entre 70 e 80 anos, com indivíduos jovens (CLARK e MANINI, 2012; GOODPASTER et al., 2006). Assim são experimentados declínios funcionais, tendo como um dos fatores a redução nas taxas de força estática e dinâmica.

No que diz respeito a redução da potência, um fator relacionado à redução da capacidade de produzir potência é a perda de fibras de tipo II (de contração rápida) que leva também a diminuição da massa muscular. As fibras do tipo II tem de três a quatro vezes mais capacidade de gerar potência se em comparação com as fibras do tipo I, sendo que a potência é determinada pelo produto entre a capacidade de trabalho por unidade de tempo (BRUNNER et al., 2007; CANDOW e CHILIBECK, 2005). De acordo com Skelton et al. (1994) a potência pode sofrer um declínio de até 3,5% ao ano, podendo acarretar na redução da autonomia e independência para realização de diversas atividades de vida diária.

Em concordância as alterações apresentadas anteriormente, no estudo realizado por Palmer, Followay e Thompson (2017) observou-se a diminuição da força máxima nos músculos flexores e extensores da perna de idosas ativas se em comparação com jovens ativos. Desta forma, somados os declínios ocasionados pelo processo de envelhecimento a mobilidade do indivíduo é

influenciada podendo ocasionar aumento na taxa de mortalidade (LAURETANI et al., 2003), assim é de significativa relevância que sejam realizados estudos que desenvolvam metodologias que possibilitem sua utilização em ambientes da vida cotidiana e que sejam capazes de acessar as modificações na locomoção que podem ser considerados preditores de quedas.

4.2 A MARCHA HUMANA

Durante a locomoção são observadas alterações da velocidade, da direção e do plano, que levam cada indivíduo a apresentar peculiaridades no modo de execução de tal atividade. Indivíduos de estatura alta, por exemplo, caminham de forma diferente dos indivíduos de baixa estatura, assim, o domínio da locomoção bipedal parece ser resultante da combinação entre dois fatores: instinto e aprendizagem. Desta forma cada indivíduo irá apresentar respostas diversas aos estímulos ambientais que levarão a criação de estratégias individuais para o desenvolvimento da caminhada, adotando assim características únicas entre os sujeitos (ROSE e GAMBLE, 2006).

Entretanto, apesar das características individuais de execução da marcha, existe um padrão que pode ser identificado em todos os indivíduos (ROSE e GAMBLE, 2006). Para que ocorra a caminhada é necessária a interação entre os membros inferiores, que impulsiona o corpo a frente, e o centro de gravidade que é sucessivamente deslocado à medida que um membro é utilizado como apoio enquanto o membro oposto avança para um local de suporte, então o outro membro repete esta sequência, sucessivamente alternando entre as fases de apoio e balanço. Ao conjunto destas ações dá-se o nome de ciclo da marcha (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 2006).

O ciclo da marcha, que também pode ser compreendido pelo termo passada, pode ser considerado como o intervalo de tempo no qual é completada uma sequência de eventos recorrentes. Estes eventos compreendem *foot strike*, instante que o calcanhar toca o solo, e *foot off* que é definido pelo instante em que há o último contato entre o dedo do pé e o solo (ROSE e GAMBLE, 2006). Ainda, o ciclo da marcha pode ser dividido em duas fases (Figura 1): apoio, fase no qual o pé está em contato com o chão, e

balanço, momento em que o pé perde o contato com o chão para que ocorra o avanço do membro a frente (PERRY, 1992).

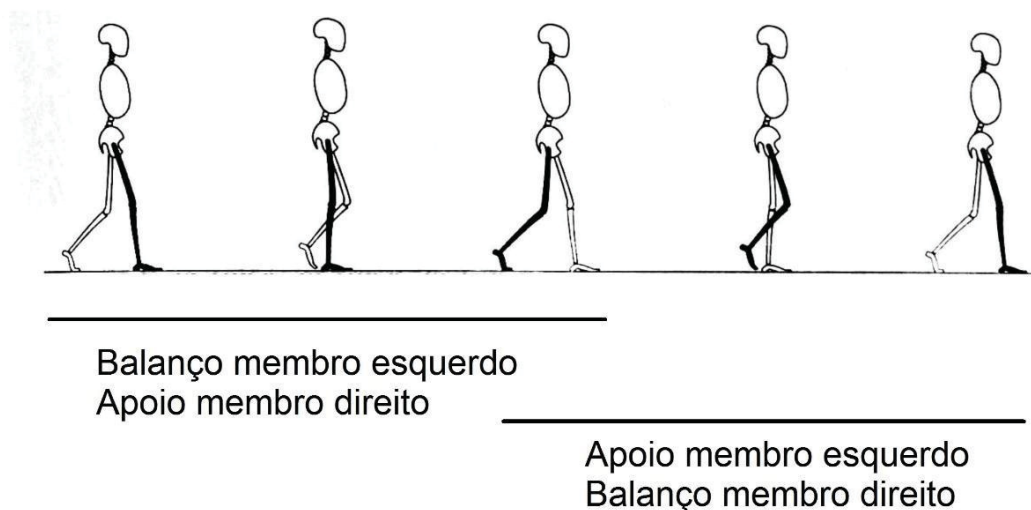


FIGURA 1 - Período de apoio e balanço durante um ciclo da marcha (Adaptado de Perry, 1992)

A fase de apoio inicia-se com o duplo apoio dos pés, neste instante, que ocorre logo após o contato inicial, ambos os pés estão em contato com o solo. Logo em seguida inicia-se o suporte único em um dos membros enquanto o outro inicia a fase de balanço, durante o suporte em um único membro todo o peso do corpo encontra-se sobre a extremidade de apoio. Por fim, ocorre o duplo apoio terminal, o qual tem início a partir do contato do pé contralateral com o chão estendendo até que seja adotada a postura original, seguindo para a fase de balanço (PERRY, 1992).

Comumente a marcha é descrita em termos de porcentagem. Considera-se um ciclo de marcha de 0%-100% composto por três tarefas, iniciado com a perna direita, por exemplo, inicia-se o contato inicial (*foot strike*), da perna direita (0-2%) onde o pé apenas toca o chão, neste momento ocorre a aceitação do peso, para que ocorra a resposta a carga, que inclui o período de duplo suporte, dá-se início a esta fase no primeiro contato com o solo e continua até que o membro contralateral comece a fase de balanço (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 2006).

Inicia-se então o suporte unilateral em um dos membros, estando o membro de suporte, durante a progressão, responsável pela resistência do

peso nos planos sagital e coronal. Seguindo o exemplo do membro direito, ocorre a retirada do pé (*foot off*) (12%) contralateral ao membro, ocasionando na mudança da postura, neste instante adota-se a postura média que continua até que o peso seja apoiado sobre o pé, que leva ao contato inicial (*foot strike*) (50%) do membro levando então a postura terminal que finaliza a fase de apoio unipodal. Então o corpo avança para frente enquanto o calcanhar é elevado até que ocorra a retirada do pé do membro que realizava o suporte do peso, esta sequência de eventos dá-se durante o período de apoio do membro direito, este período compreende 62% do total do percentual do ciclo (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 2006).

Inicia-se o período de balanço do membro, que compreenderá 38% do percentual total do ciclo. Neste período são envolvidas quatro fases da marcha, sendo elas: pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço final. A fase de pré-balanço libera o peso corporal do membro de apoio, preparando-o para as demandas do balanço inicial, no qual ocorre a liberação do pé do chão (*foot clearance*) (75%) e leva ao balanço médio, que posiciona o membro em balanço opostamente ao membro em postura, há então o balanço terminal, no qual o membro avança a frente do corpo (85%), finalizando este período com o contato do pé com o solo (*foot strike*) (100%) com o membro direito (PERRY, 1992; ROSE e GAMBLE, 2006).

Entretanto, pode haver alteração na velocidade auto selecionada de caminhada, compreendida em 80m/min, assim, os percentuais dos eventos que ocorrem durante um ciclo de marcha podem ser alterados, ocorrendo uma relação inversa entre os períodos e a velocidade da marcha, à medida que é aumentada a velocidade são diminuídos os percentuais de cada evento (PERRY, 1992).

Dadas as modificações relacionadas ao envelhecimento que podem levar ao maior risco de quedas é de substancial importância identificar os principais déficits ligados ao envelhecimento que se relacionam com a limitação da marcha.

4.2.1 Alterações na marcha com o processo de envelhecimento

A marcha é um importante fator para manutenção de uma vida independente, assim como, é um preditor de saúde geral (VERLINDEN et al., 2013). Para realização da caminhada de forma eficaz e segura são recrutadas funções sensório-motoras, havendo ainda a integração entre controle executivo e cognição, o que envolve um planejamento complexo realizado pelo sistema nervoso central (HOMERO e MANHÃES, 2012). Ainda, durante a caminhada o sistema nervoso é desafiado a realizar o equilíbrio dinâmico entre cabeça e os membros envolvidos na realização desta atividade.

O processo de envelhecimento está associado a redução do equilíbrio em virtude de alterações no processamento do sistema sensorial, estas alterações levam a modificações na manutenção da estabilidade postural e nos padrões de marcha (BENJUYA; MELZER; KAPLANSKI, 2004). Ainda, além dos declínios sensoriais, são observadas alterações no sistema vestibular de idosos afetando a estabilidade do indivíduo, à medida que o sistema vestibular oferece referência de orientação interna, imprescindível para manutenção do controle postural (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK; NASHNER, 1986). Foi observada a variabilidade aumentada na marcha em condições de falha do *feedback* visual e vestibular (WUEHR et al., 2013). Ainda, são observadas alterações importantes nos parâmetros comprimento do passo, tempo de duplo apoio, cadência e porcentagem de tempo de balanço, em indivíduos com reduções do feedback sensorial (WUEHR et al. 2014).

Outro fator que está associado à manutenção do padrão de marcha é a função muscular (SCHWEIZER et al., 2014). Durante a fase de balanço os músculos flexores do quadril e do joelho e músculos dorsiflexores do tornozelo são ativados, durante esta fase os dorsiflexores do tornozelo fornecem informações proprioceptivas que influenciam o controle postural a fim de realizar a projeção do centro de massa entre a base de sustentação (DAUBNEY e CULHAM, 1999). Contudo, o processo de envelhecimento leva à redução da força muscular à uma taxa de 20 à 40% da terceira a oitava década de vida, sendo a fraqueza muscular associada a função prejudicada da marcha (WOLFSON et al., 1995). Alguns estudos vêm demonstrando que a força muscular é um importante fator para o desenvolvimento de momentos articulares durante a marcha. São observadas ainda, relações entre força muscular e velocidade da marcha, comprimento do passo, tempo de suporte de

duplo apoio e reação após perturbação (MOXLEY; KREBS; ANN, 1999; SENDEN et al., 2014). Ainda, a força do membro inferior foi positivamente relacionada à velocidade auto selecionada da marcha (PURSER et al., 2003).

Assim, considerando a influência do declínio dos sistemas ocasionados pelo processo de envelhecimento, são observadas modificações nos padrões de marcha de idosos em diversos estudos. Em estudo realizado por Burdett (1994) observou-se que o comprimento de passo de indivíduos jovens variavam entre 151 à 170 cm, já o comprimento de passo dos indivíduos idosos variou de 135 à 153 cm, ainda comparando o padrão de marcha de jovens e idosos saudáveis observaram também redução no comprimento da passada (VISWANATHAN; SUDARSKY, 2012) que como consequência gera menor cadência (VERLINDEN et al., 2013, LEE et al. 2007), redução da velocidade (FRIMENKO; GOODYEAR; BRUENING, 2015; VERLINDEN et al., 2013), tal fator é positivamente associado ao risco de quedas recorrentes em idosos da comunidade (MOREIRA; SAMPAIO; KIRKWOOD, 2015) , e redução da porcentagem de apoio unipodal, tais alterações podem estar ligadas também à redução do ângulo de extensão do quadril (LEE et al., 2007). Outra alteração observada no padrão de marcha do idoso foi o aumento da porcentagem da fase de duplo apoio (CALLISAYA et al., 2009). Apesar de as modificações nos padrões de marcha serem adotadas pelos idosos a fim de estabelecer um padrão que confira mais segurança e estabilidade, alguns fatores como a redução do comprimento da passada e velocidade de caminhada estão associadas ao aumento do risco de quedas, estando este risco aumentado em situações em que haja maior instabilidade, por exemplo em situações com alterações de velocidade e/ou alterações no terreno (VISWANATHAN; SUDARSKY, 2012, KO, HAUSDORFF, FERRUCCI, 2010).

A realização da marcha em condições desafiadoras, como por exemplo caminhar em velocidade máxima, exigem uma maior demanda do controle motor (KO, HAUSDORFF, FERRUCCI, 2010) exigindo maior demanda de componentes cognitivos (MOREIRA; SAMPAIO; KIRKWOOD, 2015). Foram observadas diferenças nos padrões da marcha de idosos quando realizada em velocidade mais rápida que a habitual, as alterações foram principalmente observadas na redução do comprimento do passo, redução nos ângulos de extensão do quadril, maior inclinação da pelve a fim de alcançar um maior

comprimento de passo do membro contralateral, flexão plantar e redução da potência do tornozelo (KERRIGAN et al., 1998). Na população jovem quando comparado o padrão de marcha em velocidade máxima e auto selecionada são também observadas modificações, havendo o aumento da extensão máxima do quadril e da velocidade de caminhada (KERRIGAN et al., 1998). Tais alterações no padrão de marcha de idosos durante a caminhada em velocidade máxima são devidas as modificações dos sistemas que fazem com que as respostas corretivas a perturbações externas sejam menos eficientes (MARTELLI et al., 2017).

Assim é importante reconhecer padrões de marcha, que possam apresentar maior predisposição a quedas, para avaliação das modificações que ocorrem nos padrões de marcha, diferentes metodologias podem ser utilizadas. A mensuração pode ser realizada de forma subjetiva através de testes funcionais ou ainda através de tecnologias que permitam a análise quantitativa possibilitando o acesso aos padrões cinéticos e cinemáticos (DICHARRY, 2010). Entretanto, observa-se que grande parte das metodologias utilizadas para o estudo da marcha necessitam de alto investimento para compra de aparelhos, que em geral não permitem sua utilização em ambientes da vida cotidiana, limitando assim a análise do ciclo da marcha e de suas possíveis alterações.

4.3 ACELEROMETRIA

A acelerometria é um método de análise cinemática do movimento (MUNIZ et al., 2012) . Representa uma metodologia prática e de mais baixo custo se comparado as demais metodologias utilizadas para análise da marcha humana. Os acelerômetros vem sendo amplamente utilizados como uma ferramenta de análise de padrões biomecânicos, possibilitando sua utilização tanto em ambiente laboratorial, quanto em ambientes reais (MATHIE; COSTER; LOVELL, 2004) .

Desta forma, o uso de acelerômetros para monitoramento do movimento humano torna-se uma opção viável à medida que respondem à frequência e intensidade do sinal de movimento possibilitam a mensuração da inclinação do movimento e a partir do desenvolvimento de tecnologias de sistemas

microeletrônicos (MEMS) os acelerômetros podem ser desenvolvidos com pequenas dimensões e baixo custo (MATHIE; COSTER; LOVELL, 2004).

Acelerômetros são sensores transdutores que possibilitam a mensuração da aceleração ao longo de um ou mais eixos. Transdutores são elementos capazes de captar e transformar grandezas analógicas e transformá-las em sinais (MOREIRA e VEIT, 2005). Apesar de haver uma grande variabilidade de transdutores usados para a construção de acelerômetros, grande parte utiliza o sistema massa mola (figura 2). Neste sistema à medida que ocorre a aceleração, uma massa dentro do dispositivo aplica uma força sobre uma mola, comprimindo-a ou esticando-a, assim utiliza-se o deslocamento da mola para o cálculo da aceleração, considerando tanto a aceleração gerada pelo movimento, quando a aceleração gravitacional (MATHIE; COSTER; LOVELL, 2004).

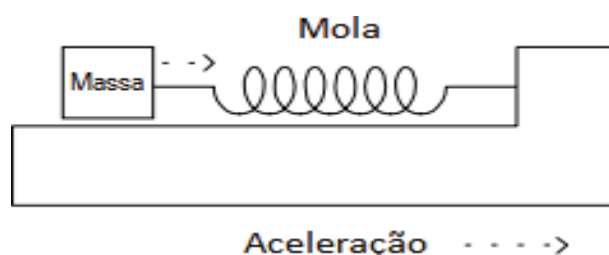


FIGURA 2 - Sistema massa mola de um acelerômetro (Adaptado de MATHIE et al., 2004)

Em estudos recentes o acelerômetro vem sendo utilizado para mensuração de diferentes movimentos em condições normais ou patológicas. No estudo de Bento e Mota (2012) e Ortlieb et al. (2014) utilizaram o acelerômetro para mensuração do nível e intensidade de atividade física de idosos saudáveis, idosos com deficiências e com morbidades. Mercant e Vargas (2014) avaliaram a diferença da aceleração do tronco de idosos frágeis e não frágeis, durante a realização de testes funcionais, a partir da utilização de um acelerômetro triaxial. Wile et al (2014) utilizaram-se do sensor para diferenciar tremores essenciais e tremores posturais de indivíduos com doença de Parkinson.

No que diz respeito à análise de marcha, Nero et al. (2015) avaliaram os padrões de marcha de idosos com doença de Parkinson em diferentes

velocidades, neste estudo foram apresentados altos valores de sensibilidade e especificidade na detecção dos pontos de corte das fases da marcha. Ressalta-se que para o reconhecimento dos padrões, é necessária uma etapa de processamento do sinal, Wu e Su (2000) demonstraram que as redes neurais apresentam potencial para classificação dos padrões de marcha.

4.3.1 Utilização de redes neurais para extração de padrões da marcha

As redes neurais artificiais vem sendo utilizadas para a classificação e reconhecimento de padrões e processamento de sinais (BEGG; KAMRUZZAMAN, 2005). Sendo as redes neurais artificiais compreendidas como um modelo auto-adaptativo computacional de processamento que tem como princípio o sistema de funcionamento do sistema nervoso e dos neurônios biológicos. Sendo estes, formados por uma rede de neurônios dispostos em camadas que se intercomunicam, passando entre as camadas de neurônios as experiências aprendidas previamente para que sejam classificadas. Da mesma forma, as redes neurais artificiais recebem a informação de entrada, que será transmitida aos neurônios artificiais por uma rede de neurônios a fim de que haja o processamento destas informações (WU e SU, 2000). Ao utilizar-se de um conjunto de dados previamente processados as redes neurais são capazes de generalizar o conhecimento aprendido para um conjunto de dados desconhecidos (KOVACS, 1996).

Para a correta classificação dos padrões a partir de redes neurais, é necessária uma fase de treinamento, ou também conhecida como fase de aprendizado. Nesta etapa a rede necessita aprender a partir de seu ambiente a fim de melhorar seu desempenho por meio da aprendizagem, tornando-se mais instruída e assim aumentando sua capacidade de generalização (HAYKIN, 2001).

Para tanto são utilizados algoritmos de aprendizagem, que determinam o número de parâmetros ou dados de entrada da rede, estes parâmetros tem como função reduzir a medida de erro e garantir a capacidade máxima de generalização, ou seja, a capacidade de produzir saídas, para entradas diferentes das fornecidas na etapa de treinamento a partir da busca do conhecimento acumulado nos neurônios artificiais que transitem as

informações através do processo sináptico (NIELSEN, 1989), por exemplo, a capacidade de classificar as fases da marcha (dados de saída), a partir de ciclos de marcha de indivíduos distintos entre si.

Ainda, o processo de aprendizagem pode ocorrer de maneira supervisionada ou de forma não supervisionada. De acordo com Haykin (2001) durante o aprendizado supervisionado (figura 3) o supervisor tem conhecimento acerca do ambiente, ou seja, fornece à rede dados de entrada e saída esperados. Nesta forma de aprendizado ocorre a definição do sinal de erro, compreendido como a diferença entre a resposta esperada e a resposta da rede, para tanto é realizada a comparação do sinal de saída obtido e o sinal de saída desejado (HAYKIN,2001). No estudo de Holzreiter e Kohle (1993) para o reconhecimento do padrão de marcha não patológica e patológica utilizou-se o método de aprendizado supervisionado, indicando-se um padrão específico de entrada a fim de obter um padrão específico de saída. O aprendizado supervisionado no estudo citado obteve uma baixa taxa de erro (5%) no reconhecimento dos padrões, demonstrando alta precisão no reconhecimento dos dados.

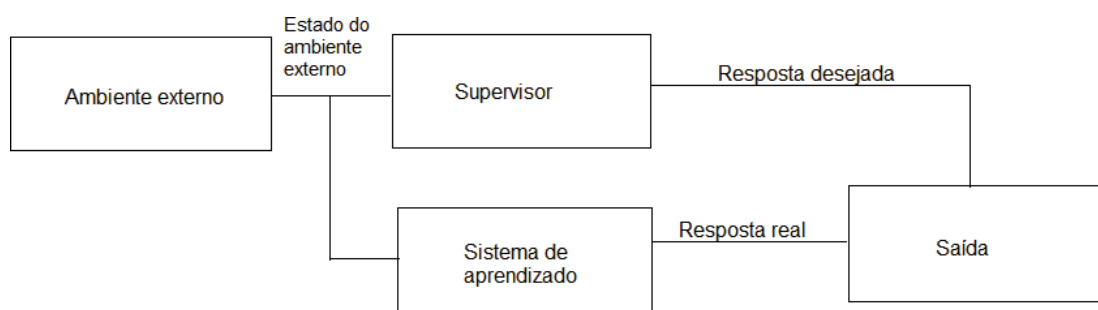


FIGURA 3 - Sistema de aprendizado supervisionado (Adaptado de Haykin, 2001)

Ainda, pode ocorrer o aprendizado de forma não supervisionada, neste caso não são fornecidos exemplos de respostas esperadas para a rede, apenas são indicadas condições para a realização do aprendizado de forma independente, conforme apresentado na figura 4. Assim, considerando os parâmetros de entrada a rede desenvolve a habilidade de formular representações internas, codificando as entradas e gerando novas classes de resultados (HAYKIN,2001).

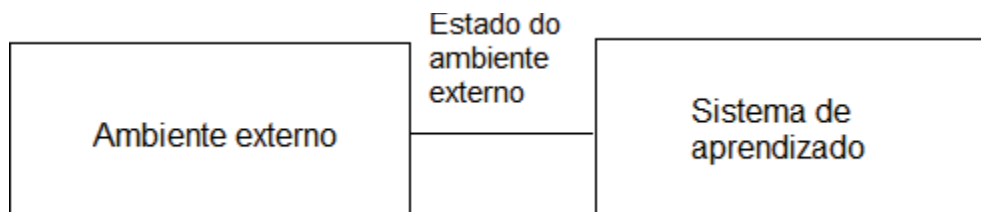


FIGURA 4 - Sistema de aprendizado não supervisionado (Adaptado de Haykin, 2001)

Entretanto, após o treinamento pode haver ainda situações de erro. Uma situação possível de erro ocorre quando a rede fica demasiadamente especializado aos dados de treinamento, havendo baixa capacidade de generalização, este erro é conhecido como *overtraining*. Ainda outro erro possível é o chamado *overfitting*, este erro ocorre quando é excedido o número ideal dos neurônios que compõe cada camada da rede, a fim de que estes erros sejam evitados uma alternativa é que o treinamento seja encerrado mais cedo (ALEXANDER; TETKO; DAVID, 1995; HINTON, 2014).

O correto treinamento da rede neural, permite um grande potencial para identificação de diferentes condições experimentais do ciclo da marcha, Gioftsos e Grieve (1995) treinaram inicialmente uma rede neural com dados da marcha de 10 sujeitos, posteriormente realizaram o teste para desempenho geral de outros 10 sujeitos distintos, concluindo que a facilidade de discriminação dos instantes do ciclo podem indicar uma ferramenta útil para análise da marcha.

Posteriormente ao treinamento é realizado o teste ou validação da rede. Nesta fase é utilizado um conjunto de dados diferente dos dados utilizados na etapa de treinamento. A fim de validar o modelo obtido durante a etapa de treinamento, utiliza-se a técnica de validação cruzada, esta técnica consiste no acompanhamento das curvas de aprendizado e validação, desta forma o treinamento é interrompido quando a curva de validação cai à um erro mínimo e antes que inicie um processo de crescimento (HAYKIN, 2001).

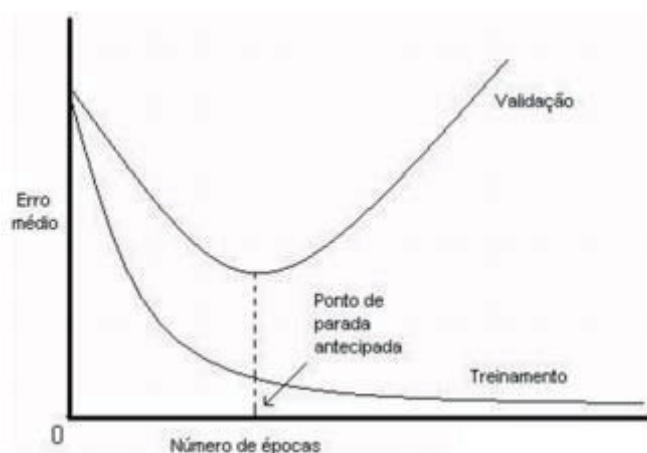


FIGURA 5 - Técnica de validação cruzada para parada do treinamento (Fonte: Haykin, 2001)

Por fim, após as etapas de treinamento e validação das redes, ocorre a implementação da mesma. Em estudo realizado por Lafuente; Belda (1998) utilizou-se o sistema de redes neurais para o reconhecimento da marcha de indivíduos com artrose de joelho, para tanto foram utilizados seis neurônios ocultos em uma rede perceptron multicamada, neste estudo foi observada uma taxa de discriminação dos padrões de 80% após realização da validação cruzada. Recentemente Lugade et al.(2014) utilizou-se de redes neurais para determinar o equilíbrio dinâmico durante a marcha em paciente idosos através do centro de massa e base de suporte, para tanto utilizou-se uma rede neural multicamada, sendo cada camada composta por no máximo 30 neurônios. Desta forma foi demonstrada a capacidade reconhecimento da interação do centro de massa com a base de suporte durante a caminhada. Ainda, as redes neurais podem ser empregadas no contexto da reabilitação da marcha. Mostafavizadeh et al. (2014) realizou o treinamento supervisionado de uma rede neural a partir de dados experimentais obtidos acerca do padrão de marcha com o objetivo de projetar padrões de reabilitação da marcha a partir da classificação dos padrões obtidos. Como resultado foi obtido capacidade de realizar o reconhecimento de padrões ótimos da marcha através da entrada fornecida.

Assim, as redes neurais possibilitam a distinção de diferentes componentes da marcha, além de representar uma ferramenta que permite o processamento de um grande número de dados simultaneamente, com baixa taxa de erro, representando assim uma forma otimizada de análise de marcha, podendo de ser aplicada a dados de marcha coletados em condições diversas

(diferentes velocidade, caminhada em diferentes superfícies, entre outras), contribuindo para identificação de modificações do padrões de marcha que possa aumentar a suscetibilidade as quedas.

ESTUDO EXPERIMENTAL 1

5 REPRODUTIBILIDADE INTRA-SUJEITO E INTER-SUJEITO DA MARCHA EM DIFERENTES VELOCIDADES DE JOVENS E IDOSOS UTILIZANDO ACELERÔMETRO TRIAXIAL

5.1 INTRODUÇÃO

A marcha é um importante fator para o desenvolvimento de diversas atividades de vida diária e sua análise pode fornecer informações acerca do estado de saúde, função física, qualidade de vida e mortalidade (SENDEN et al., 2009; KUYS et al., 2014; SILSUPADOL, TEJA, LUGADE, 2017). A avaliação da marcha pode ser realizada através de diferentes metodologias, que em geral envolvem aspectos espaço temporais por intermédio de sistemas de câmeras optoeletrônicas e plataformas de força (MURO-DE-LA-HERRAN; GARCÍA-ZAPIRAIN; MÉNDEZ-ZORRILLA, 2014; POTOCHANAC et al., 2014).

Sistemas optoeletrônicas e plataformas de força possuem limitações devido ao alto custo e a restrição a ambientes controlados. A análise em ambiente controlado nem sempre permite reproduzir condições cotidianas em que a marcha é realizada (FIGUEROA et al., 2003; TAO et al., 2012).

O uso de acelerômetros vem sendo uma alternativa atrativa, pois possui baixo custo, além de permitir uso quase irrestrito (KAVANAGH e MENZ, 2008). Além dessas vantagens, acelerômetros possuem alta confiabilidade e permitem identificar ciclos da marcha de sujeitos saudáveis e patológicos (HAN et al, 2009; Lee et al., 2010).

Hartmann et al. (2009), encontraram alta reprodutibilidade intra e inter-sujeitos das variáveis extraídas a partir do sinal de aceleração ao comparar a marcha de jovens em diferentes pisos e em condições de dupla tarefa. Godfrey e colaboradores (2015), também analisaram ciclos de marcha de jovens e idosos e encontraram excelente reprodutibilidade (ICC entre 0.999 e 0.997) para o tempo de passo e de passada. Adicionalmente, a reprodutibilidade da velocidade de marcha foi relativamente elevada em jovens e idosos (ICC entre

0.815 e 0.901). Apesar dos estudos reportarem elevados coeficientes de reprodutibilidade durante a marcha, existem indicativos de que a caracterização da variabilidade requer pelo menos 400 passos (OWINGS E GRABINER, 2003). Além disso, o local de fixação do sensor também constitui um fator limitante. Por exemplo, Storm et al. (2016), fixaram o sensor na cintura e obtiveram baixo reconhecimento das séries temporais da marcha (1%), porém obtiveram elevado índice de reconhecimento ao fixar o sensor no tornozelo.

Finalmente, os estudos que se dispuseram a analisar a reprodutibilidade dos sinais de aceleração durante a marcha empregaram velocidades auto selecionadas. Provavelmente, o uso de tais velocidades está relacionado à maior estabilidade do sistema motor, que permanece pouco desafiado frente às condições do meio ambiente ou da tarefa. Por outro lado, o aumento da velocidade de caminhada pode resultar em maior instabilidade do sistema (CHIEN et al., 2015). Fatores que aumentem a incerteza do sistema podem causar aumento na variabilidade e espera-se que em situações mais desafiadoras (ex. caminhar em velocidades mais elevadas) a variabilidade também sofra incrementos (SENDEN et al., 2009).

Assim, o presente estudo teve como objetivo avaliar a reprodutibilidade do sinal de aceleração durante a marcha de jovens saudáveis em velocidade auto selecionada e máxima.

5.2 METODOLOGIA

5.2.1 PARTICIPANTES

Os participantes foram inicialmente informados sobre os procedimentos do estudo. Os participantes que aceitaram participar da pesquisa assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (Anexo I). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Paraná sob protocolo CAE 87444518.0.0000.0102.

Os adultos-jovens participantes deste estudo foram recrutados por meio de convite verbal, no Campus Jardim Botânico da Universidade Federal do Paraná. Os idosos participantes eram moradores da comunidade e foram recrutados por meio de convite telefônico e verbal.

O estudo foi composto por dois grupos: grupo idosos (GI; n=26) com idade superior a 65 anos e que não se enquadrassem nos critérios de exclusão definidos no item 5.2.3; e grupo jovens (GJ; n=26) com idade entre 18 e 35 anos. A caracterização dos grupos GI e GJ está apresentada na Tabela 3.

TABELA 1 - Idade, massa corporal e estatura dos grupos jovem e idoso (média \pm desvio padrão)

Variáveis	Jovens (n=26)	Idosos (n=26)
Idade (anos)	23,42 \pm 3,59	69,93 \pm 5,19
Massa (kg)	70,32 \pm 14,34	68,7 \pm 13,10
Estatura (cm)	172 \pm 0,08	160 \pm 0,07

5.2.2 Critérios de inclusão

Participaram deste estudo adultos-jovens com idade entre 18 e 35 anos e idosos com idade superior a 60 anos, de ambos os sexos, que não se enquadrassem nos critérios de exclusão.

5.2.3 Critérios de exclusão

Foram excluídos indivíduos com diagnóstico de patologias neurológicas (ex: Mal de Parkinson, Paralisia Cerebral, etc.), déficits de marcha (previstos pela Classificação Internacional de Doenças- CID10), indivíduos que necessitassem de auxílio de órteses para locomoção, indivíduos que fazem uso de prótese do membro inferior e indivíduos que fizessem uso de medicamentos que tenham efeito sobre o equilíbrio (antidepressivos, tranquilizantes, sedativos, anticoagulantes).

5.2.4 DESENHO EXPERIMENTAL

As avaliações foram realizadas em uma única sessão (um dia), dividida em duas etapas, com agendamento prévio, no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) da Universidade Federal do Paraná. Na primeira etapa os participantes responderam à uma anamnese e

posteriormente foram aferidas as medidas antropométricas (massa, estatura e índice de massa corporal (IMC)). Estas avaliações foram realizadas previamente, a fim de identificar fatores que poderiam levar a exclusão do sujeito. Na segunda etapa, os participantes realizaram a avaliação da marcha em duas velocidades (auto selecionada e máxima).

5.2.5 AVALIAÇÕES E INSTRUMENTAÇÃO

5.2.5 Anamnese

A anamnese foi composta de perguntas acerca das características do participante (idade, sexo) e histórico de quedas (Apêndice 1).

5.2.6 Avaliação antropométrica

Foram aferidas as seguintes medidas: massa corporal, estatura e IMC. A massa corporal foi determinada através de uma balança digital e a estatura foi determinada utilizando-se um estadiometro de parede. Para determinação do IMC, foram utilizadas as medidas de massa e estatura, através da seguinte fórmula: $IMC (kg/m^2) = massa\ corporal (kg) / estatura^2 (m)$. Adicionalmente foi determinado o comprimento do membro inferior, utilizando-se uma fita métrica flexível, o comprimento do membro inferior foi determinado com o participante em posição anatômica, medindo a distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e o maléolo medial.

5.2.7 Avaliação da marcha

Durante a avaliação da marcha os indivíduos permaneceram descalços. Para a aquisição do sinal de aceleração, os participantes foram equipados com acelerômetros triaxiais (Delsys Trigno™ Wireless System), com frequência de aquisição de 148.14Hz, distância máxima de aquisição 40 m, autonomia de bateria de 8 horas, dimensões 27x37x15 mm e massa menor que 15 g. Resolução de 001g/bit para amplitude de $\pm 1,5 g$ e $0,063 \pm 0,005g/bit$ para amplitude de $\pm 6g$ e erro de $\pm 0,2 g$, posicionados em ambos os membros

inferiores, 1 cm acima do acidente anatômico maléolo lateral, no plano sagital e perpendicular ao solo, conforme figura 6. A fim de evitar possíveis ruídos, provenientes de deslocamentos e fricções do sensor, utilizou-se fita crepe para melhor fixação.



FIGURA 6 - Posicionamento do acelerômetro durante a avaliação da marcha.

Para aquisição das variáveis espaço temporais da marcha, como por exemplo contato inicial do calcanhar e contato final do pé, os indivíduos caminharam sobre uma plataforma instrumentada com sensores (Proto Kinect Zeno Walkway®), com frequência de aquisição de 120 Hz. Os dados provenientes da passarela instrumentada foram utilizados para realizar o recorte dos dados de aceleração (considerando os tempos de contato inicial e final), ainda, utilizou-se estes dados como parâmetro inicial de treinamento das redes neurais.

Os equipamentos foram sincronizados através de um pulso elétrico emitido no início de cada avaliação. O disparador era ligado à entrada *input* da passarela instrumentada e a um sensor específico para sincronismo (Trigno Analog Input Adapter) do equipamento Delsys Trigno Wireless System.

Na figura 7 é apresentado o *layout* da área de coleta de dados.

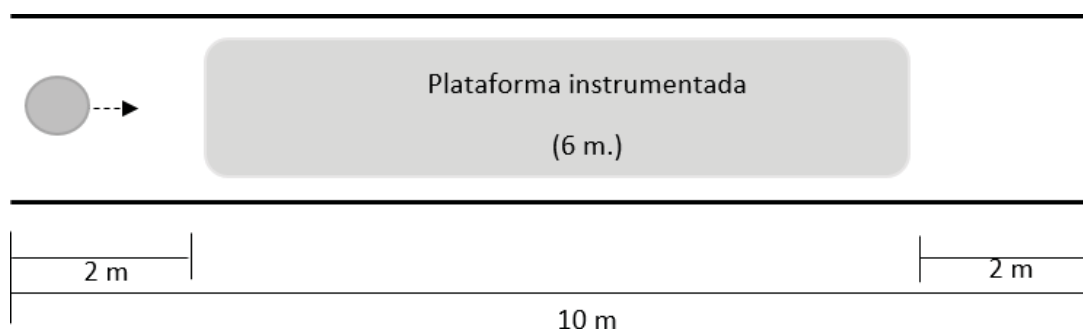


FIGURA 7 - Layout da área de coletas

Após a fixação dos sensores os avaliados passaram por um período de adaptação pelo ambiente de coletas, nesta fase o participante era instruído a caminhar 5 vezes em velocidade auto selecionada sobre a plataforma instrumentada, a fim de evitar possíveis influências do ambiente ou equipamentos e obter o padrão de marcha mais próximo da realidade possível.

Após a fase de adaptação iniciou-se a coleta dos dados. A fim de obter um número satisfatório de ciclos da marcha para as análises propostas (OWINGS E GRABINER, 2003), o participante realizou 20 caminhadas sobre a plataforma instrumentada em velocidade auto-selecionada, para tanto foi dada seguinte orientação: “O senhor (a) deverá caminhar sobre esta plataforma na velocidade em que você caminha na rua normalmente, evitando olhar para o chão durante a caminhada.”.

Posteriormente a caminhada em velocidade auto selecionada, solicitou-se que o participante realizasse 20 caminhadas em velocidade máxima, sob a seguinte orientação padronizada: “O senhor (a) deverá caminhar sobre esta plataforma como se estivesse muito atrasada para pegar um ônibus, porém não poderá correr para alcançá-lo.”.

5.3 PROCESSAMENTO DOS DADOS

O processamento dos dados foi realizado em ambiente Matlab (MathWorks, Inc., versão 9.1.0.441655-R2016b), a partir de uma rotina desenvolvida para o estudo.

Inicialmente foi realizada a sincronização dos dados através do pulso elétrico recebido por ambos os equipamentos no início das avaliações.

Posteriormente ao processo de sincronização dos sinais, foram identificados os tempos de contato provenientes da passarela instrumentada. Estes tempos foram utilizados para realizar o corte das séries temporais dos ciclos de marcha do sinal de aceleração.

Então os ciclos de marcha foram normalizados em função do ciclo de marcha (0-100%) e filtrados, utilizando-se um filtro Butterworth de 2ª ordem passa baixa com frequência de corte de 6Hz após análise espectral do sinal e conforme indicado na literatura (FORTUNE et al., 2014; MANAL; ROSE, 2007; YANG et al., 2013).

5.3.1 Análise estatística

Os dados inicialmente foram tratados por meio da estatística descritiva (média e desvio padrão). A reprodutibilidade do sinal de aceleração intra-sujeito e inter-sujeito durante a marcha foi avaliada através do coeficiente de correlação intraclass (CCI), em ambas as velocidades, nos eixos de progressão (x), latero-lateral (y) e vertical (z) para o membro direito e esquerdo. Para tanto considerou-se todos os instantes das 20 tentativas de cada sujeito.

Foi calculado o erro padrão de medida (EPM) utilizando a fórmula: $EPM = DP \times \sqrt{1 - ICC}$ e a mínima mudança detectável (MMD) pela fórmula: $MMD = 1,96 \times EPM \sqrt{2}$, de forma a identificar a magnitude do erro. Os valores de EPM e MMD foram expressos em porcentagem em relação à média, sendo determinados pela fórmula $EPM\% = (EPM \div Média) \times 100$ e $MMD\% = (MMD \div Média) \times 100$. Valores de EPM abaixo de 15% foram considerados aceitáveis (BECKERMAN et al., 2001).

5.4 RESULTADOS

Inicialmente foi medida a concordância intra sujeito do sinal de aceleração (Tabela 1). Foram observados altos valores de CCI (0,973 a 0,998) na condição de velocidade auto selecionada. Na velocidade máxima, também foram observados altos valores de CCI, que variaram entre 0,997 e 0,990. Os

elevados CCI foram detectados nos três eixos de movimento avaliados (ântero posterior, médio lateral e vertical) e em ambos os membros inferiores.

TABELA 2 - Reprodutibilidade do sinal de aceleração intra sujeito nas velocidades auto selecionada e máxima.

	Auto selecionada (n =26)						Máxima (n =26)					
	Esquerdo			Direito			Esquerdo			Direito		
	CCI	LI	LS	CCI	LI	LS	CCI	LI	LS	CCI	LI	LS
x	0,998	0,994	0,996	0,998	0,996	0,997	0,997	0,980	0,986	0,997	0,978	0,985
y	0,998	0,993	0,995	0,998	0,992	0,995	0,996	0,981	0,987	0,995	0,966	0,977
z	0,995	0,978	0,985	0,995	0,973	0,982	0,991	0,958	0,971	0,990	0,930	0,952

x- vertical, y- antero posterior, z- médio lateral, CCI-coeficiente de correlação intraclasse, LI- valor mínimo, LS- valor máximo

A média (\pm desvio padrão) dos sinais de aceleração para cada um dos eixos de movimento foi calculada em função do ciclo da marcha. Os resultados mostraram baixa variabilidade do sinal de aceleração durante a marcha para velocidade auto selecionada tanto para jovens quanto para idosos e variabilidade alta durante a velocidade máxima para o grupo jovem (Figura 9).

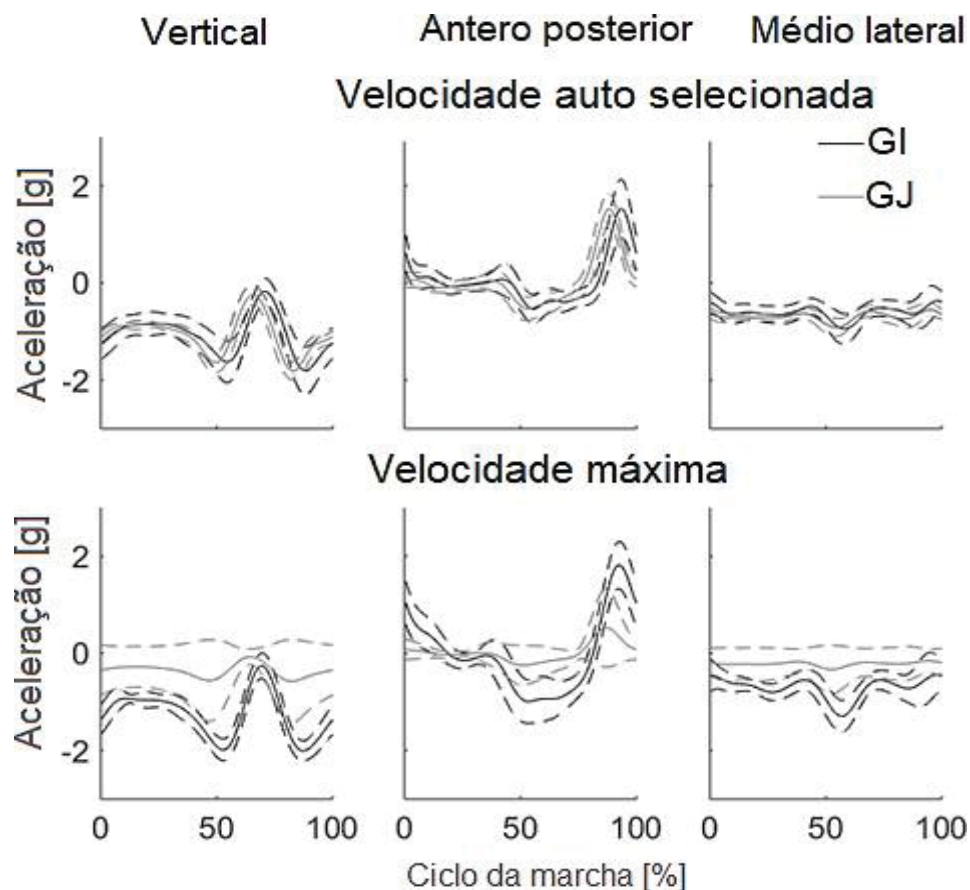


FIGURA 8 – Média e desvio padrão do sinal de aceleração para grupo de jovens (GJ) e idosos (GI), sob direções antero posterior, vertical e médio lateral, da perna direita (R), durante o ciclo da marcha em velocidade auto selecionada e velocidade máxima.

A média (\pm DP) do CCI intra e inter sujeito, MMD e EPM do sinal de aceleração para adultos jovens e idosos são apresentados na Tabela 2. Os valores médios intra sujeitos de CCI foram elevados (0,973 a 0,998) em condições de velocidade auto selecionada e máxima (0,990 a 0,997). Além disso, a reprodutibilidade inter-sujeito apresentou elevados CCIs, independentemente da velocidade, eixo de movimento, membro (esquerdo ou direito) ou grupo (jovens e idosos).

TABELA 3 - Coeficiente de correlação intraclass (CCI), mínima mudança detectável (MMD) e erro padrão de medida (EPM) do ciclo de marcha (0-100%) intra-sujeitos e inter-sujeitos para idosos e jovens.

		Idoso (n =26)						Jovem (n=26)					
		Esquerda			Direita			Esquerda			Direita		
		CCI	MMD	EPM	CCI	MMD	EPM	CCI	MMD	EPM	CCI	MMD	EPM
Velocidade auto selecionada	Intra	VT	0,998±0,106	0,041	0,029	0,035	0,025	0,999 ±0,000	0,008	0,005	0,998±0,000	0,008	0,006
		AP	0,998±0,04	0,037	0,026	0,036	0,025	0,999±0,000	0,008	0,006	0,998±0,001	0,009	0,006
		ML	0,995±0,09	0,029	0,021	0,029	0,020	0,994±0,004	0,011	0,008	0,994±0,003	0,012	0,008
	Inter	VT	0,999	0,011	0,008	0,011	0,008	0,985	0,004	0,003	0,985	0,005	0,003
		AP	0,999	0,010	0,007	0,010	0,007	0,985	0,004	0,003	0,984	0,005	0,004
		ML	0,997	0,019	0,013	0,018	0,014	0,973	0,015	0,011	0,980	0,001	0,007
Velocidade máxima	Intra	VT	0,997±0,107	0,025	0,017	0,023	0,016	0,998±0,000	0,006	0,004	0,998±0,000	0,004	0,005
		AP	0,996±0,259	0,051	0,036	0,050	0,035	0,998±0,001	0,011	0,008	0,998±0,001	0,008	0,011
		ML	0,991±0,247	0,031	0,022	0,031	0,022	0,998±0,003	0,006	0,004	0,995±0,002	0,004	0,006
	Inter	VT	0,999	0,008	0,005	0,008	0,006	0,998	0,059	0,042	0,998	0,063	0,044
		AP	0,999	0,013	0,009	0,014	0,009	0,998	0,031	0,022	0,998	0,032	0,022
		ML	0,998	0,024	0,017	0,023	0,016	0,995	0,053	0,037	0,996	0,058	0,041

VT- vertical; ML- médio lateral; AP- ântero posterior

A MMD e o EPM para os eixos vertical, ântero posterior e médio lateral são apresentados na Figura 10. A variabilidade observada nos sinais de aceleração, EPM e MMD foram mais elevados durante a caminhada máxima no grupo de idosos. O grupo jovem obteve valores similares de EPM e MMD quando a caminhada foi realizada em velocidade máxima.

O EPM relatado neste estudo foi inferior a 0,005 g (em valores absolutos). O maior EPM foi de 0,044 g (EPM% 1,95%) na velocidade máxima no eixo médio-lateral do movimento, para medida intra sujeito da população idosa. O menor EPM foi encontrado foi de 0,003 g na direção anteroposterior e vertical nos população idosa, durante a caminhada de velocidade auto seleccionada.

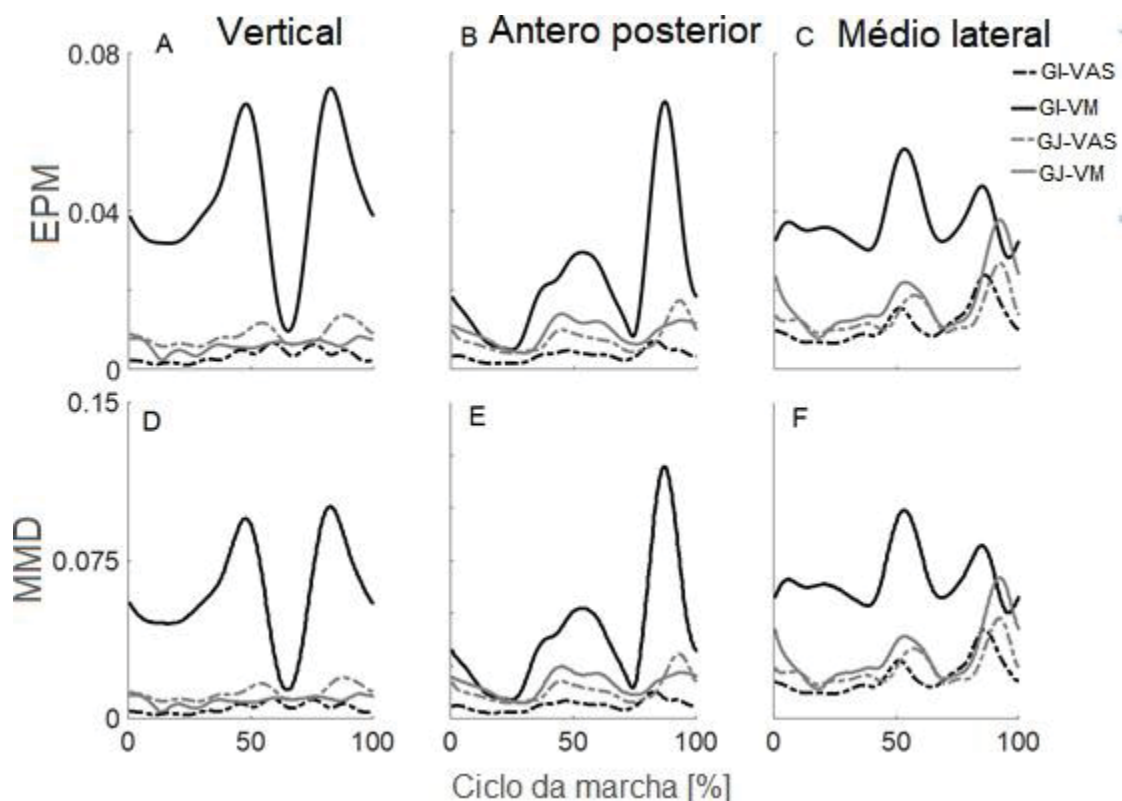


FIGURA 9 - Erro padrão de medição (EPM) e mínima mudança detectável (MMD) para sinais de aceleração vertical, ântero-posterior e mediolateral para velocidade auto seleccionada (GI-VAS) e velocidade máxima (GI-VM) para grupo de idosos e Velocidade auto seleciona.

O MMD para a população idosa na velocidade de auto seleccionada, quando medido no membro direito, apresentou valores correspondentes na direção vertical, ântero posterior, médio lateral de 0,005 g, 0,005 g, 0,001 g, respectivamente. No entanto, os valores foram maiores na velocidade máxima

(vertical, ântero posterior, médio lateral 0,063 g, 0,032 g, 0,058 g, respectivamente).

5.5 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a reprodutibilidade intra e inter sujeitos dos sinais de aceleração durante a marcha em velocidade máxima e auto selecionada de jovens e idosos. Além da reprodutibilidade, o erro padrão de medição (EPM) e a mudança mínima detectável (MMD) foram analisados.

Os resultados demonstraram que a aceleração durante a marcha foi reprodutível tanto intra quanto inter-sujeitos em ambas as velocidades de caminhada e independente dos grupos e eixos de movimento. Além disso, os CCI inter-sujeitos foram semelhantes em comparação a outros estudos que avaliaram a marcha empregando metodologias comparáveis.

Alguns estudos utilizaram acelerômetros posicionados no tronco de adultos, porém a marcha foi realizada exclusivamente em velocidade auto selecionada. Em particular, Senden et al. (2009) calcularam as variáveis tamanho do passo, cadência e velocidade a partir do sinal de aceleração, e também reportaram elevados CCIs (0,902 a 0,997). Além disso, a reprodutibilidade foi avaliada apenas no eixo de progressão do movimento. Por outro lado, Henriksen et al. (2004) relataram CCIs como elevados e moderados para o sinal de aceleração durante a marcha nas direções médio lateral (0,89), ântero posterior (0,89) e vertical (0,77). No entanto, a velocidade não foi considerada. No presente estudo, a reprodutibilidade foi elevada, independente da velocidade (auto selecionada e máxima) eixos de movimento (mencionar) e grupos (jovens e idosos). Embora existam adaptações realizadas pelo sistema postural para garantir a estabilidade do corpo e a progressão do movimento durante mudanças de velocidade, a reprodutibilidade dos sinais de aceleração foi bastante elevada (KAVANAGH et al., 2006).

Ainda que os valores de CCI obtidos neste estudo tenham sido satisfatórios, testes adicionais de confiabilidade absoluta da medida, como EPM e MMD, são recomendados (MENZ et al., 2004). O EPM fornece o valor do erro na mesma unidade em que é realizada a medição, indicando a confiabilidade absoluta da medida, (BECKERMAN et al., 2001), e o erro de

medição (MMD), identifica a quantidade mínima de diferença entre dois pontos que aponta diferenças verdadeiras, sendo que valores menores que a MMD podem ser atribuídos ao erro aleatório durante a medição (HALEY; FRAGALA-PINKHAM, 2006). Assim, ao comparar populações patológicas e não patológicas, por exemplo, espera-se que a magnitude do MMD seja diferente para as populações, se a magnitude for similar, sugere-se que existam limitações para detectar modificações na marcha (WILKEN et al., 2012).

Em um estudo o EPM foi obtido para as velocidade de marcha rápida e auto selecionada durante o teste de caminhada de 4 metros, foi observado que durante a velocidade máxima de caminhada o EPM obtido foi 33,3% maior quando comparado à velocidade de marcha auto selecionada (GOLDBERG e SCHEPENS, 2011). Consistente com estes resultados, o erro padrão de medida obtido neste estudo foi maior durante a velocidade máxima de caminhada, no grupo idoso. Com relação a MMD, os maiores valores encontrados foram na velocidade de caminhada máxima da população idosa. Em concordância com os resultados obtidos neste estudo, Wilken e colaboradores (2012) encontraram maiores valores de MMD durante marcha em velocidade rápida, no ângulo de dorsiflexão do tornozelo, quando comparado à velocidade auto selecionada. Durante a velocidade máxima é exigido maior trabalho mecânico das articulações do quadril e tornozelo se comparado a velocidade auto selecionada (FAN et al., 2016; KANG e DINGWELL, 2008; KO et al., 2010). Assim os maiores valores de MMD podem estar relacionada as modificações adotadas no padrão de marcha para responder as exigências da tarefa motora quando há o aumento da velocidade (WILKEN et al., 2012).

Assim, os achados do presente estudo em relação às medidas de reprodutibilidade (CCI), EPM e MMD indicam que o equipamento utilizado é confiável para mensurar a aceleração durante o ciclo da marcha de adultos jovens e idosos em velocidade auto selecionada e máxima.

5.6 CONCLUSÃO

Este estudo mostrou uma alta reprodutibilidade (intra e inter sujeitos) do sinal de aceleração para jovens e idosos durante a marcha em diferentes

velocidades e para os três eixos ortogonais. O menor erro confirmado e a chance mínima detectada podem ser considerados aceitáveis para a análise da marcha. Isto é importante, devido ao fato de que os acelerômetros incluem características adequadas para análises de movimento, além de serem baratos, portáteis e podem ser uma ferramenta útil para avaliar a marcha em diferentes velocidades.

ESTUDO EXPERIMENTAL 2

6 COMPARAÇÃO DO SINAL DE ACELERAÇÃO DE JOVENS E IDOSOS EM DIFERENTES VELOCIDADES E IDENTIFICAÇÃO DA SIMETRIA BILATERAL

6.1 INTRODUÇÃO

Com o processo do envelhecimento ocorrem alterações da marcha a fim de proporcionar um padrão conservador e aumentar a estabilidade e segurança durante o deslocamento (LUGADE; LIN; CHOU, 2011; MAKI, 1997). Os idosos apresentam padrões distintos para variáveis cinéticas, cinemáticas e espaço temporais durante a marcha. Tais alterações incluem diminuição do comprimento da passada e o aumento da cadência dos idosos quando comparados a jovens. Outras alterações como o aumento da fase de duplo apoio (KO et al., 2010; LEE et al., 2007; STOLZE et al., 2000), diminuição da amplitude de movimentos nas articulações do joelho e quadril (LEE et al., 2007) e redução da potência articular do tornozelo (KERRIGAN et al., 1998) têm sido reportados. Diminuições na potência ao redor do tornozelo e reduzida amplitude de extensão do quadril têm sido associadas a redução da velocidade da marcha (LEE et al., 2007).

A velocidade auto selecionada de caminhada também é influenciada pelos processos de envelhecimento, sendo menor para idosos (1,19 m/s) quando comparada aos jovens (1,37 m/s) (KERRIGAN et al., 1998; LEE et al., 2007). A análise da velocidade da marcha é relevante, pois constitui um dos principais fatores associados ao controle da estabilidade (KITO e YONEDA, 2006).

Ainda que algumas alterações da marcha sejam adotadas para garantir a estabilidade (LUGADE; LIN; CHOU, 2011), a exposição a condições mais desafiadoras (ex. desviar de obstáculos, mudar a direção, aumentar a velocidade de deslocamento), podem causar aumento na variabilidade. Aumentos na variabilidade têm sido reportados como um importante fator associado ao risco aumentado de quedas (MILLS; BARRETT; MORRISON,

2008). De fato, a baixa variabilidade no comprimento de passada e na frequência de passada sugerem um padrão de marcha seguro. Além disso, incrementos da variabilidade também podem influenciar a simetria da marcha (BIANCHI; PEDRINI; BALBINOT, 2011).

A assimetria refere-se à quantidade de divergência entre os hemisférios direito e esquerdo não está necessariamente associada a existência de patologias, mas pode estar relacionada à capacidade física (VITECKOVA et al., 2018). Mesmo em indivíduos saudáveis, diferenças discretas entre os membros dominante e não dominante têm sido reportadas durante a marcha (VITECKOVA et al., 2018). Além de demandar maior gasto energético, a marcha assimétrica pode acarretar o desenvolvimento de um conjunto de distúrbios osteomusculares (JØRGENSEN et al., 2000). Desta forma, medidas de simetria podem promover informações clinicamente relevantes sobre a qualidade da marcha (PATTERSON et al., 2008).

A avaliação da simetria da marcha tem sido realizada através do índice de simetria, que fornece um valor discreto, derivado de parâmetros espaço temporais (VITECKOVA et al., 2018). O índice de simetria tem sido calculado para variáveis como o comprimento do passo e da passada, tempo do passo, tempo de apoio unipodal e força de reação do solo (BALASUBRAMANIAN et al., 2007; ROERDINK; BEEK, 2011; SENDEN et al., 2009). Em geral, as metodologias utilizadas para a determinação destes parâmetros incluem sistemas de câmeras, plataformas de força, passarelas instrumentadas (PATTERSON et al., 2012) e mais recentemente, por intermédio de acelerômetros.

Apesar dos acelerômetros fornecerem informações confiáveis sobre as variáveis espaço temporais e contagem de passos, as informações sobre assimetria da marcha têm sido reportadas como sendo menos precisas quando avaliadas populações patológicas comparadas a outros métodos mais usuais – por exemplo por plataformas instrumentadas (VITECKOVA et al., 2018). Todavia, não foram encontradas correlações em pacientes idosos saudáveis.

Desta forma, este estudo teve como objetivo comparar os sinais de aceleração adquiridos durante a caminhada de indivíduos jovens e saudáveis em velocidade auto selecionada e máxima. Além disso, o estudo visou avaliar o

índice de simetria bilateral de jovens e idosos em caminhadas realizadas em diferentes velocidades.

6.2 METODOLOGIA

6.2.1 Participantes

O estudo foi composto por dois grupos: grupo idosos (GI; n=26) com idade superior a 65 anos; e grupo jovens (GJ; n=26) com idade entre 18 e 35 anos. A caracterização dos grupos GI e GJ está apresentada no item 5.2.1.

6.2.2 Procedimentos experimentais

Os procedimentos experimentais realizados neste estudo estão descritos no item 5.2.4.

6.2.3 Processamento dos dados

O processamento inicial dos dados ocorreu conforme descrito no item 5.3. Posteriormente os dados foram classificados a partir de um classificador baseado em Redes Neurais Artificiais (RNA).

6.2.3.1 Rede neural artificial (RNA)

A implementação da rede neural artificial (RNA) foi realizada em ambiente Matlab e teve como papel classificar as fases da marcha a partir das amostras do sinal de aceleração, gerando padrões distintos para cada fase. Assim, a partir deste sistema de classificação é possível identificar os instantes de início de cada ciclo de marcha.

Foi escolhida uma RNA (figura 8) que tivesse um vetor de entrada para cada amostra do sinal de aceleração e como saída a fase à qual está contida a amostra (apoio ou balanço), considerando as fases de apoio e de balanço. Uma rede do tipo *multilayer perceptron* (MLP) de três camadas, de entrada,

oculta e de saída, com aprendizagem supervisionada, treinamento por retropropagação (*backpropagation*), foi escolhida para este caso.

Para cada amostra, o padrão de entrada fornecido foi composto pelo sinal de aceleração da amostra atual N e da amostra de uma amostra anterior $N - k$, sendo que cada amostra se compõe pelos três eixos de aceleração. Esses valores foram armazenados em um vetor de seis posições (três eixos de cada amostra), tornando-se a camada de entrada da rede. O valor de k , correspondente à amostra anterior, foi determinado experimentalmente. Foram usadas dois neurónios na saída, sendo que [1 0] representa a fase de apoio e [0 1] a fase de balanço. A arquitetura da rede inclui uma camada oculta, intermediária, com dez unidades.

Definida a entrada a ser apresentada a RNA, passou-se ao seu treinamento. O treinamento foi feito com 70 % dos ciclos de marcha coletados, apresentados de forma ordenada em conjunto com as saídas desejadas. O grupo restante foi considerado para testes.

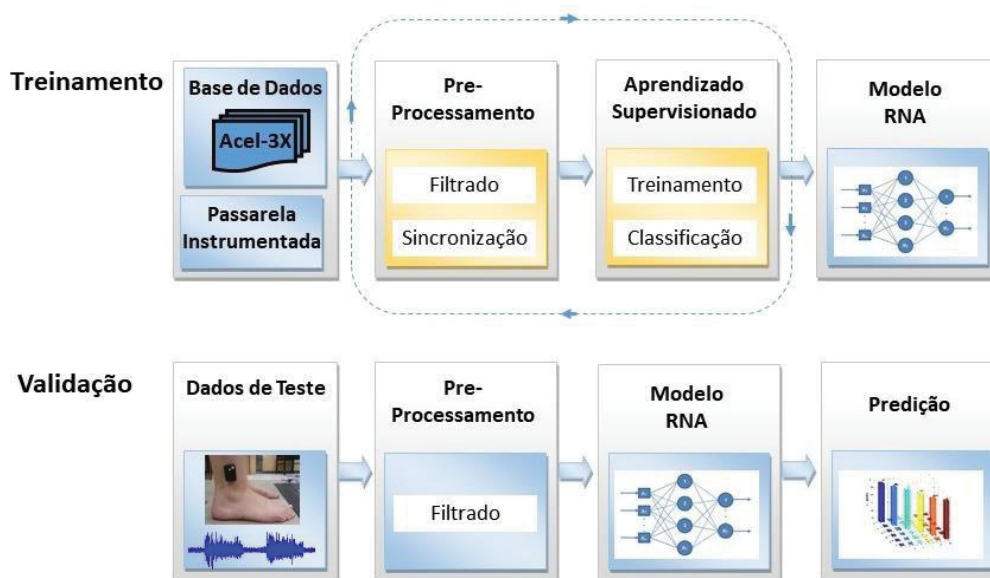


Figura 10 - Arquitetura das etapas de treinamento e validação da rede neural artificial (RNA) desenvolvida

6.2.4 Variáveis analisadas

As variáveis analisadas são descritas na tabela a seguir

TABELA 4 - Picos e vales durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração

Variável/Sigla	Definição	Conceituação
Pico 1	Início da fase de apoio médio	Esta fase é iniciada quando o pé

(P1)		contralateral é retirado do solo e estende-se até que o peso corporal esteja sobre o ante-pé. Esta fase corresponde à metade do intervalo em apoio unipodal (PERRY,1992).
Vale 1 (V1)	Início da fase de pré balanço	Inicia-se com o contato inicial do membro oposto e finaliza no momento de <i>toe-off</i> do membro que se observa. Nesta fase ocorrem movimentos e ações musculares preparatórios para realização do balanço (PERRY,1992).
Pico 2 (P2)	Início da fase de balanço médio	Corresponde à segunda fase do período de balanço. Inicia-se quando o membro em movimento se opõe ao membro que realiza a fase de apoio. Esta fase finaliza-se com a verticalização da tibia fazendo com que o membro que realiza o balanço, seja posicionado à frente (PERRY,1992).

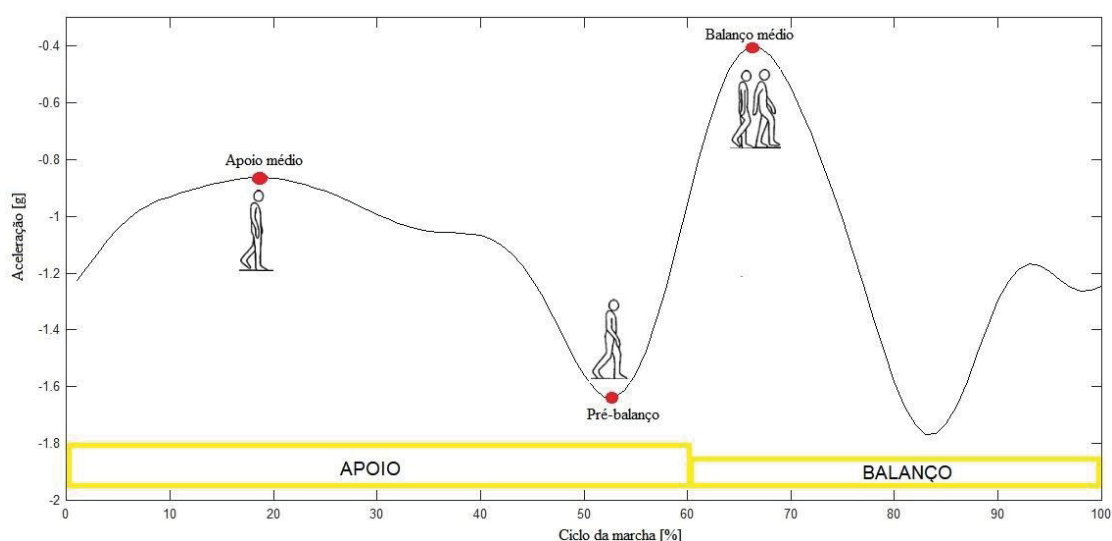


FIGURA 11 – Dado representativos dos picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração

6.2.5 Análise estatística

A caracterização da amostra foi realizada por meio de estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). Para testar a normalidade dos dados de aceleração durante o ciclo da marcha utilizou-se o teste Shapiro-Wilk.

Sendo comprovada a normalidade utilizou-se o *teste t* de medidas repetidas para comparar os picos, considerados em relação ao instante de ocorrência em relação ao ciclo da marcha (0-100%) e em relação ao valor de aceleração correspondente ao pico ou ao vale, entre grupos GI e GJ.

Para análise da simetria bilateral foi realizado o cálculo do índice de simetria (IS) através da equação proposta por Herzog et al.(1989):

$$IS = \frac{(x - y)}{0,5(x + y)} \times 100$$

Onde x representa as variáveis do membro direito e y as variáveis do membro esquerdo (HERZOG et al.,1989). Foram consideradas simétricos os indivíduos cujo valor da equação foram próximos a zero (VITECKOVA et al., 2018). Foi aplicado o *teste t* de medidas repetidas para determinar as diferenças do índice de simetria entre os grupos GI e GJ, nas velocidades auto selecionada e máxima.

Os testes estatísticos foram realizados no software SPSS. O nível de significância adotado foi de $p \leq 0,05$.

6.3 RESULTADOS

Na tabela 5 são apresentados os valores médios da velocidade dos grupos jovem e idoso. As velocidades de caminhada foram diferentes nas duas condições de execução do teste (velocidade auto selecionada e máxima), sendo que durante a velocidade máxima de caminhada, o grupo jovem apresentou velocidade 40,9% superior ao grupo idoso. Entre as velocidades auto selecionada e máxima, no grupo jovem a velocidade máxima foi 51,4% superior a velocidade auto selecionada, enquanto no grupo idoso a diferença entre as velocidades foi de 29,7%.

As médias ($\pm DP$) da aceleração e dos instantes em que eles ocorrem, nas três direções de movimento durante o ciclo da marcha (0-100%) em velocidade auto selecionada (Figura 12) e em velocidade máxima (Figura 13) foram obtidas.

TABELA 5 - Média das velocidades dos grupos jovem e idoso nas condições de caminhada auto selecionada e máxima

Velocidade (m/s)	Jovem (n=26)	Idoso (n=26)	p
Auto selecionada	1,34±17,96	1,11±16,61	0,000
Máxima	2,03±17,57	1,44±21,39	0,000

As curvas médias (\pm DP) apresentadas indicam que o GJ apresentou alta variabilidade durante a marcha em velocidade máxima, no hemicorpo direito, nos três eixos de movimento analisados (Figura 13).

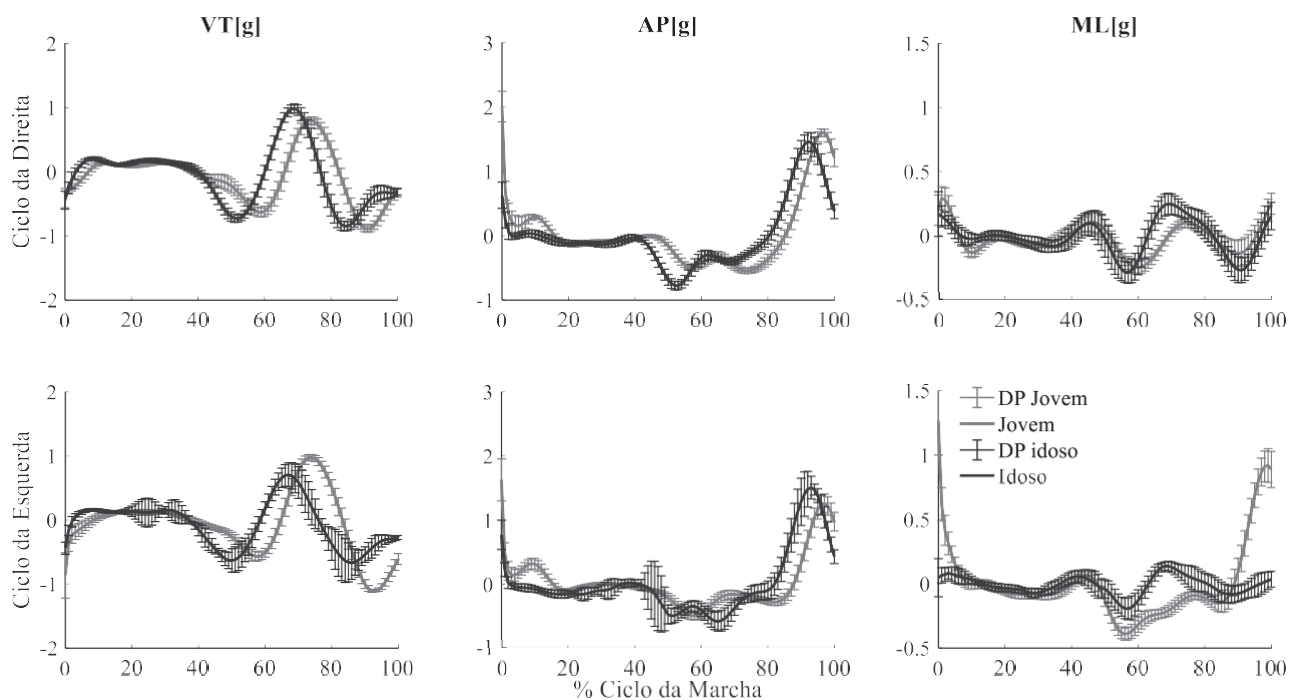


FIGURA 12 - Aceleração média (\pm DP) para grupo de jovens (GJ) e idosos (GI), nas direções vertical (VT), ântero-posterior (AP) e mediolateral (ML) dos membros direito e esquerdo durante o ciclo da marcha em velocidade auto selecionada.

Os resultados apresentados foram baseados no primeiro pico, correspondente ao instante de início do apoio médio da marcha, vale correspondente ao instante de início da fase de pré balanço e segundo pico, correspondente ao instante de início do balanço médio (PERRY, 1992).

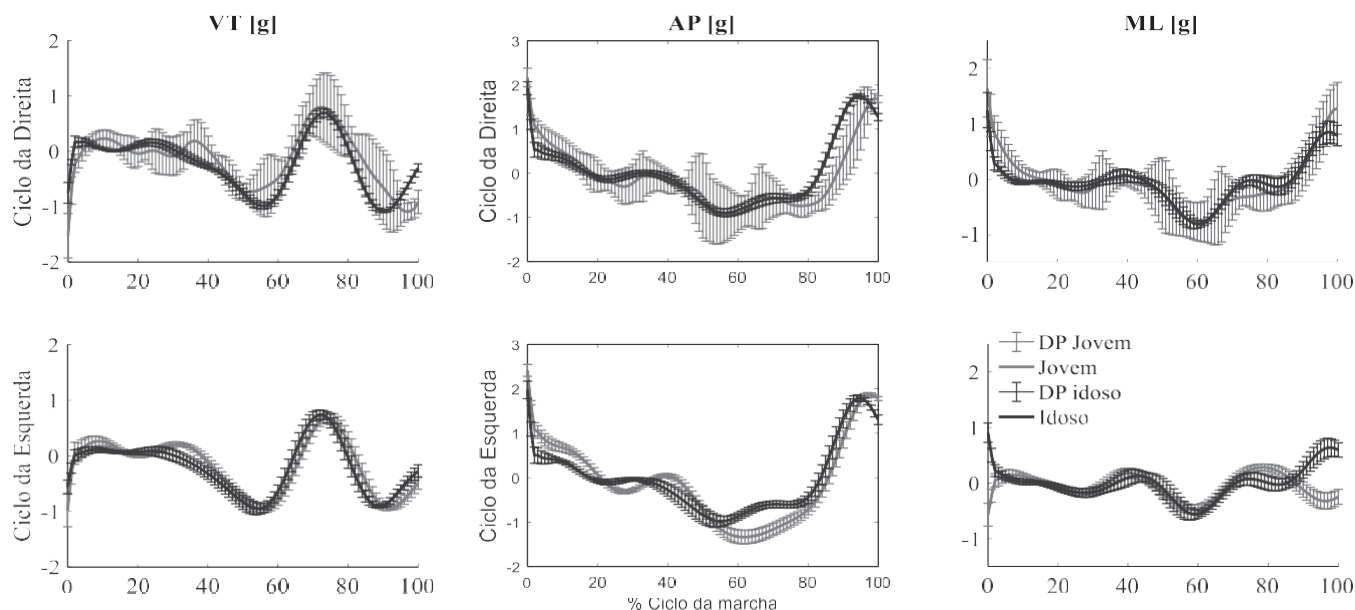


FIGURA 13 - Aceleração média (+DP) para grupo de jovens (GJ) e idosos (GE), nas direções vertical (VT), ântero-posterior (AP) e mediolateral (ML) dos membros direito e esquerdo durante o ciclo da marcha em velocidade máxima.

A comparação das variáveis de aceleração e instante dos picos e vales, nas três direções de movimento, durante um ciclo da marcha dos grupos GI e GJ estão apresentados na Tabela 6.

Durante a marcha em velocidade máxima foram observadas diferenças entre os grupos. Na posição vertical (x), no hemicorpo esquerdo, o primeiro pico e o vale diferiram entre os grupos no valor de aceleração ($p=0,00$, $d=0,82$; $d=-0,95$), o GJ apresentou valores superiores de aceleração em relação ao GI, o segundo pico diferiu entre os grupos no valor do instante ($p=0,005$, $d=0,34$), sendo o este adiantado no GI em relação ao GJ. Semelhantemente ao resultado obtido para o membro esquerdo, o hemicorpo direito apresentou diferença no primeiro pico em relação ao valor de aceleração ($p=0,00$, $d=3,91$), sendo que o GI apresentou menor amplitude de aceleração em relação ao GJ. Com relação ao valor de aceleração o membro direito apresentou diferença no segundo pico ($p=0,00$, $d=-3,14$), entretanto, o GI apresentou valor superior de aceleração em relação ao GJ.

No posicionamento ântero-posterior, no hemicorpo esquerdo foram encontradas diferenças entre os grupos apenas no vale ($p=0,04$, $d=-1,39$), sendo o valor de aceleração superior no GJ. No entanto, o membro direito apresentou diferença entre os grupos apenas nos valores dos instantes do

primeiro ($p=0,00$, $d=0,54$) e segundo pico ($0,00$, $d=0,49$), sendo que no primeiro pico o GI apresentou valor de instante 11% maior que o GJ.

Na posição médio lateral (z) os resultados indicaram diferença no membro esquerdo apenas no valor de aceleração no vale ($p=0,00$, $d=-1,76$), sendo o valor de aceleração duas vezes menos para o grupo GI. Já o membro direito apresentou diferenças apenas nos valores de instante, sendo estas no primeiro pico ($p=0,00$, $d=2,98$) e no segundo pico ($p=0,00$, $d=2,90$), sendo que em ambos os casos o GI realizou os picos posteriormente ao GJ em relação ao ciclo da marcha.

Durante a velocidade auto selecionada (tabela 7) foram observadas diferenças entre o GJ e GI na posição vertical (x) no primeiro pico de ambos os membros, sendo que o membro esquerdo apresentou diferença apenas para o valor de instante ($p=0,00$, $d=2,77$), enquanto o membro direito apresentou diferença para os valores de instante ($p=0,004$, $d=0,78$) e aceleração ($p=0,00$, $d=0,21$), em ambos os membros o instante do primeiro pico ocorreu primeiro para o GI. O vale apresentou diferença em ambos os membros para o valor de instante, ainda com relação ao vale o membro esquerdo diferiu no valor de aceleração ($p=0,05$, $d=0,36$), sendo maior no GI. O segundo pico diferiu em relação ao valor de instante nos membros esquerdo ($p=0,001$, $d=0,42$) e esquerdo ($0,01$, $d=0,65$), ainda o membro esquerdo apresentou diferenças com relação ao valor de aceleração ($p=0,00$, $d=-0,37$)

A direção ântero-posterior (y) apresentou diferença no primeiro pico apenas no valor de aceleração do membro direito ($p=0,00$, $d=-0,37$), os instantes de ocorrência do vale ocorreram antecipadamente para o GJ em ambos os membros, o valor de aceleração diferiu no vale apenas para o membro esquerdo ($p=0,00$, $d=1,68$), sendo o valor de aceleração inferior para o GI. O segundo pico apresentou diferença apenas para o membro direito no valor de aceleração ($p=0,00$, $d=-0,71$).

O eixo médio lateral (z) apresentou diferença nos valores de aceleração para o primeiro pico ($p=0,00$, $d=-0,71$), vale ($p=0,00$, $d=-1,69$) e segundo pico ($p=0,02$, $d=0,97$) para o membro direito. Os resultados não indicaram diferenças entre os grupos para os valores de instante neste membro. Entretanto, o membro esquerdo apresentou diferença no valor do instante ($p=0,00$, $d=0,88$) e gravidade ($p=0,00$, $d=0,62$) para o primeiro pico,

semelhantemente ao membro direito, no membro esquerdo o vale apresentou diferença apenas para o valor de aceleração ($p=0,00$, $d=1,76$).

Os valores médios do índice de simetria calculado para ambos os grupos (GI e GJ) durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima, são apresentados na tabela 8. De acordo com os valores de corte do índice de simetria, valores acima de 10% são considerados como marcha assimétrica, estando em geral relacionado a condições patológicas. Os resultados obtidos não indicam assimetria independente do grupo, do eixo de movimento, do valor de aceleração e do instante do ciclo da marcha.

Entretanto, foram observadas diferenças entre os grupos na direção antero posterior nos valores de instante durante a caminhada em velocidade máxima ($p=0,000$) e auto selecionada ($p=0,000$) no primeiro pico. O vale também apresentou diferença em ambas as velocidades de caminhada para o valor de instante, e ainda, durante a caminhada em velocidade auto selecionada os resultados indicaram diferença entre os grupos no valor de aceleração ($p=0,002$), o segundo pico apresentou diferença apenas durante a condição de marcha auto selecionada, nos valores de instante ($p=0,000$).

Durante a marcha em velocidade máxima, foram obtidas diferenças nos valores de aceleração para o primeiro pico ($p=0,007$), vale ($0,000$) e segundo pico ($p=0,00$), a condição de caminhada auto selecionada diferiu neste eixo, apenas no valor de instante ($p=0,000$).

TABELA 6 - Valores de posicionamentos e aceleração (média ± DP) dos instantes de picos e vales em relação ao ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade máxima

Ciclo da esquerda										Ciclo da direita													
Jovem			Idoso			p instante (TE)		p aceleração (TE)		Jovem			Idoso			p instante (TE)		p aceleração (TE)					
Instante			Valor de aceleração			Instante			Valor de aceleração			Instante			Valor de aceleração			Instante			Valor de aceleração		
Vertical	P1 _x	16±12,35 [12;34]	0,28±0,13 [0,19;0,64]	20±4,58 [9;25]	0,18±0,09 [-0,05;0,31]	0,69 (0,42)	0,00 (0,82)	19±12,39 [16;44]	0,76±0,10 [0,63;0,97]	25±8,47 [15;30]	0,22±0,10 [0,14;0,47]	0,50 (-0,56)	0,00 (3,91)										
	V1 _x	57 ±1,39 [55;60]	-1,00± 0,05 [-1,06;-0,88]	57± 2,93 [49;60]	-0,90± 0,14 [-1,20;-0,71]	0,70 (0,00)	0,00 (-0,95)	57±4,51 [46;59]	-0,94±0,08 [-1,11;-0,84]	55±7,48 [39;62]	-0,85±0,18 [-1,23;-0,54]	0,94 (0,32)	0,94 (-0,64)										
	P2 _x	74±0,92 [73;76]	0,95±0,23 [0,46;1,11]	71±3,65 [64;77]	0,90±0,13 [0,64;1,10]	0,05 (0,34)	0,70 (-9,9)	75±5,84 [73;91]	0,25±0,05 [0,2;0,3]	71±5,86 [55;73]	0,8±0,17 [0,6;1,1]	0,07 (0,68)	0,00 (-3,14)										
Antero posterior	P1 _y	29±2,34 [26;34]	0,12±0,08 [-0,01;0,31]	35±3,20 [20;35]	0,13±0,06 [0,02;0,25]	0,06 (1,42)	0,65 (-0,09)	36±4,52 [24;39]	0,03±0,04 [-0,07;0,06]	40±4,68 [30;46]	0,02±0,07 [0,10;0,16]	0,00 (0,54)	0,02 (-0,31)										
	V1 _y	61±11,64 [34;64]	0,34±0,30 [-0,04;0,79]	48±13,74 [36;76]	0,01±0,15 [-0,07;0,39]	0,18 (1,02)	0,04 (-1,39)	58±3,85 [53;64]	-0,97±0,23 [-1,26;-0,59]	59±4,49 [54;65]	-0,86±0,20 [-1,28;-0,62]	0,32 (-0,23)	0,72 (-0,51)										
	P2 _y	64±4,12 [60;72]	1,00±0,18 [0,81;1,40]	60±2,38 [55;63]	0,8±0,17 [0,59;1,2]	0,00 (0,87)	,00 (0,63)	68±1,42 [64;69]	1,96±0,08 [1,87;2,15]	64±3,66 [63;69]	1,69±0,21 [1,14;1,96]	0,00 (0,49)	0,58 (1,69)										
Médio lateral	P1 _z	43±2,07 [40;46]	0,13±0,09 [0,01;0,37]	44±3,97 [34;52]	0,12±0,09 [-0,03;0,32]	0,12 (-0,31)	0,23 (0,11)	44±3,91 [21;44]	-0,19±0,07 [-0,35;-0,08]	46±4,13 [37;52]	0,18±0,08 [0,001;0,28]	0,00 (2,98)	0,00 (-4,10)										
	V1 _z	60±2,29 [57;63]	-0,68±0,23 [-1,04;-0,34]	61±4,24 [56;70]	-0,33± 0,16 [-0,54;-0,05]	0,16 (-0,29)	0,00 (-1,76)	61±1,87 [57;63]	-0,73±0,26 [-0,98;-0,17]	60±5,01 [50;66]	-0,36±0,14 [-0,60;-0,15]	0,71 (0,26)	0,62 (-1,77)										
	P2 _z	77±4,22 [71;84]	0,15±0,13 [-0,26;0,25]	77±7,05 [62;98]	0,20±0,22 [0,02;1,02]	0,37 (0,00)	0,12 (-0,27)	63±4,84 [61;78]	-0,71±0,26 [-1,02;-0,17]	77±3,75 [71;84]	0,15±0,12 [-0,01;0,47]	0,00 (2,90)	0,00 (-4,03)										

TABELA 7 - Valores posicionamento e aceleração (média ± DP) dos instantes de picos e vales em relação ao ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade auto selecionada.

		Ciclo esquerda						Ciclo direita					
		Jovem			Idoso			Jovem			Idoso		
		Instante	Valor de aceleração	Instante	Valor de aceleração	Instante	$P_{aceleração} (TE)$	Instante	Valor de aceleração	Instante	Valor de aceleração	$P_{instante} (TE)$	$P_{aceleração} (TE)$
Vertical	P1 _x	28±6,79 [17;34]	0,16±0,03 [0,11;0,21]	17±4,69 [13;26]	0,13±0,02 [0,11;0,2]	0,00 (2,77)	0,43 (-11,37)	25±5,46 [18-36]	0,15±0,02 [0,12-0,20]	20±7,45 [10-32]	0,14±0,02 [0,12-0,21]	0,04 (0,78)	0,00 (0,21)
	V1 _x	59±1,33 [57;60]	-0,79± 0,13 [-1,04;-0,58]	55±3,42 [49;58]	-0,90±0,14 [-1,21;-0,71]	0,02 (0,78)	0,05 (0,36)	58±1,53 [56;60]	-0,85±0,16 [-1,00;-0,51]	56±2,85 [50;58]	-0,83±0,16 [-0,95;-0,44]	0,02 (0,80)	0,15 (-0,12)
	P2 _x	75±0,70 [74;76]	0,915±0,15 [0,65;1,12]	73±2,67 [63;76]	0,92±0,09 [0,74;1,04]	0,01 (0,42)	0,065 (-14,67)	74±1,12 [74-77]	0,93±0,17 [0,65-1,29]	73±3,47 [65-77]	0,82±0,11 [0,68-1,05]	0,01 (0,65)	0,00 (1,03)
Antero posterior	P1 _y	28±5,06 [24-37]	0,58±0,12 [0,45-0,86]	28±8,12 [21-51]	0,56±0,21 [0,17-0,81]	0,82 (-8,27)	0,11 (0,11)	41±3,43 [38-48]	0,02±0,03 [-0,04-0,08]	42±2,87 [37-47]	0,04±0,04 [-0,02-0,12]	0,28 (-26,24)	0,00 (-0,37)
	V1 _y	58±3,85 [53;64]	0,28±0,127 [0,09;0,52]	60±4,49 [54;65]	0,005±0,18 [-0,10;0,426]	0,00 (1,00)	0,00 (1,68)	60±1,93 [56;61]	-0,97±0,23 [-1,26;-0,59]	64±3,33 [60;70]	-0,86±0,20 [-1,28;-0,62]	0,00 (1,93)	0,09 (-0,51)
	P2 _y	73±2,57 [70-79]	0,454±0,10 [0,35-0,66]	68±6,91 [59-83]	0,507±0,21 [0,15-0,89]	0,28 (0,95)	0,53 (-0,32)	68±5,05 [63-77]	-0,1±0,67 [-0,42-1,78]	75±11,60 [43-85]	-0,7±0,80 [-0,44-1,65]	0,65 (-0,78)	0,00 (-0,71)
Lateral Médio	P1 _z	43±2,28 [41-49]	0,14±0,09 [0,02-0,38]	46±4,15 [39-57]	0,08±0,04 [0,00-0,16]	0,00 (0,88)	0,00 (0,62)	46±3,14 [40-48]	0,13±0,13 [-0,00-0,41]	45±2,89 [40-51]	0,10±0,04 [0,016-0,201]	0,52 (0,33)	0,00 (1,03)
	V1 _z	62±1,41 [60;64]	-0,48±0,13 [-0,65;-0,24]	60±2,60 [55;63]	-0,28±0,12 [-0,54;-0,10]	0,32 (0,95)	0,00 (-1,92)	60±2,14 [58;65]	-0,50±0,13 [-0,71;-0,24]	60±2,58 [56;65]	-0,29±0,14 [-0,57;-0,09]	0,62 (0,00)	0,00 (-1,69)
	P2 _z	77±4,34 [74-88]	0,15±0,12 [0,05-0,50]	76±4,78 [70-86]	0,15±0,08 [0,08-0,39]	0,94 (0,21)	0,52 (0,00)	78±2,65 [75-84]	0,18±0,16 [-0,012-0,5]	76±4,05 [69-82]	0,16±0,08 [0,02-0,33]	0,49 (0,58)	0,02 (0,97)

TABELA 8 - Valores do índice de simetria para posicionamento e aceleração (média \pm DP) dos instantes de picos e vales em relação ao ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima

		Velocidade máxima						Velocidade auto selecionada					
		Jovem			Idoso			Jovem			Idoso		
		Valor de		p instante (TE)	Valor de		p aceleração (TE)	Valor de		p instante (TE)	Valor de		p aceleração (TE)
		Instante	aceleração		Instante	aceleração		Instante	aceleração		Instante	aceleração	
Vertical	P1 _x	3,00 \pm 7,14 [9,52 \pm 11,75]	2,23 \pm 4,98 [5,46;10,62]	5,74 \pm 4,85 [1,20;17,50]	2,01 \pm 3,80 [3,21;11,63]		,320	0,24 \pm 3,19 [4,91;5,073]	0,55 \pm 1,48 [2,09;3,20]	0,82 \pm 2,52 [2,72;4,98]	0,34 \pm 0,96 [1,71;1,99]		,154
	V1 _x	0,19 \pm 0,23 [0,83; 1,60]	0,46 \pm 0,46 [0,14;1,42]	0,07 \pm 5,76 [0,72;21,48]	0,49 \pm 2,38 [0,77;9,03]		,257	0,28 \pm 0,30 [1,06;4,19]	0,99 \pm 1,06 [0,03;2,92]	0,13 \pm 0,49 [1,02;1,02]	0,20 \pm 1,6 [2,30;4,16]		,299
	P2 _x	0,07 \pm 1,77 [0,59; 5,40]	-0,92 \pm 3,55 [3,71;5,83]	2,02 \pm 3,13 [0,69;11,68]	-0,42 \pm 4,77 [4,37;15,92]		,699	0,08 \pm 0,39 [0,15;1,21]	0,37 \pm 0,66 [0,13;1,72]	2,21 \pm 0,21 [0,30;0,44]	0,04 \pm 1,17 [1,84;2,23]		,130
Antero posterior	P1 _y	2,62 \pm 1,33 [0,72 \pm 3,33]	1,62 \pm 4,19 [5,45;7,09]	0,33 \pm 2,04 [1,84;6,68]	2,05 \pm 17,61 [32,55;42,59]		,000	0,49 \pm 1,87 [1,63;3,54]	1,87 \pm 3,05 [4,63;6,01]	13,99 \pm 4,28 [0,26;17,99]	4,71 \pm 16,16 [15,18;38,87]		,000
	V1 _y	1,47 \pm 1,45 [0,00;4,23]	6,23 \pm 4,74 [1,16;14,81]	0,44 \pm 0,92 [1,83;2,03]	9,02 \pm 10,67 [17,75;24,32]		,003	0,85 \pm 0,60 [0,12;2,35]	4,45 \pm 1,97 [0,97;6,32]	0,34 \pm 0,73 [0,89;1,57]	9,79 \pm 8,69 [2,73;28,60]		,050
	P2 _y	0,72 \pm 6,23 [8,95;11,76]	-2,47 \pm 3,35 [0,76;11,68]	0,03 \pm 0,87 [0,23;3,20]	1,61 \pm 11,23 [18,29;25,47]		,873	0,82 \pm 4,06 [1,85;10,94]	0,07 \pm 3,29 [4,25;6,62]	12,10 \pm 3,92 [0,30;15,61]	6,34 \pm 14,94 [17,22;40,25]		,000
Médio lateral	P1 _z	0,21 \pm 0,59 [0,44; 1,71]	0,00 \pm 6,33 [5,47;13,26]	1,72 \pm 10,44 [5,17;33,75]	6,77 \pm 5,91 [3,24;18,27]		,129	0,847 \pm 6,70 [10,09;13,51]	7,82 \pm 0,28 [7,27;8,20]	0,37 \pm 1,00 [1,76;2,73]	0,24 \pm 20,97 [7,95; 13,80]		,064
	V1 _z	0,19 \pm 1,21 [1,99;3,98]	2,30 \pm 1,31 [0,30; 4,02]	1,29 \pm 1,59 [0,10;6,03]	8,70 \pm 2,67 [3,16;10,65]		,147	0,12 \pm 0,46 [1,25;4,12]	0,99 \pm 1,51 [0,24;5,00]	0,18 \pm 0,50 [1,98;8,75]	1,81 \pm 1,87 [0,04;7,49]		,121
	P2 _z	0,07 \pm 0,95 [1,08;2,60]	-0,70 \pm 7,30 [3,46;14,31]	0,75 \pm 5,63 [8,00;16,70]	16,27 \pm 13,04 [-2,31;36,56]		,332	7,62 \pm 0,30 [7,17;8,15]	0,04 \pm 4,39 [4,93;10,13]	0,00 \pm 1,19 [1,27;4,01]	2,08 \pm 6,57 [2,39;30,17]		,000

6.4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo comparar os sinais de aceleração adquiridos durante a caminhada de indivíduos jovens e saudáveis em velocidade auto selecionada e máxima e avaliar o índice de simetria bilateral destas populações em diferentes velocidades. Os principais resultados deste estudo apontam diferenças entre as curvas de aceleração evidenciados nos picos e vales entre idosos e jovens, ainda que padrões simétricos de marcha tenham sido observados. Ambos os grupos apresentam simetria da marcha, independente da velocidade da marcha.

As diferenças encontradas entre os grupos, corroboram com trabalhos anteriores que utilizaram acelerômetros posicionados no tronco para avaliar padrões de aceleração durante a marcha (KOB SAR et al., 2014), desta forma, este estudo compõe uma base de parâmetros precisos da marcha medidos por acelerômetro, em jovens e idosos.

Apesar de ambas as velocidades de caminhada apresentarem variabilidade, é preciso ressaltar que a precisão da tarefa não se deve a consistência geral do movimento, ou seja, a ausência de variabilidade, mas sim aos pequenos desvios da consistência ou as pequenas adaptações realizadas durante o movimento. Na teoria proposta por Bootsma e colaboradores (1991), a execução eficiente de uma tarefa motora pressupõe a existência de uma margem para ajustes que devem ser realizados ao longo da execução da tarefa. Assim a execução de uma tarefa motora não é dependente de uma única condição ou solução possível, mas uma condição em que a variabilidade é reduzida ao longo das ações e se torna mínima em pontos críticos em que determinadas demandas devem ser atendidas.

Em geral, observou-se que a ocorrência dos picos e vales, que representam as fases de apoio médio da marcha, pré-balanço e balanço médio (PERRY, 1992) para os indivíduos idosos, ocorreram com atraso em relação ao grupo jovem, em ambas as velocidades e nos três eixos de movimento. Os resultados do presente estudo, apontam que durante a fase de balanço médio houve uma redução de 10,2% e 22% no instante de início da fase, no eixo ântero posterior durante a caminhada em velocidade auto selecionada e no eixo médio lateral

durante caminhada em velocidade máxima respectivamente no grupo idoso. No estudo de Verghese et al. (2009) a redução de 10% de duração da fase de balanço indicou um risco aumentado de quedas em idosos. Adicionalmente, considerando o viés clínico, as alterações observadas na marcha ligadas a condições patológicas, como distúrbios neuromusculares ou ortopédicos são especialmente evidenciadas na fase de balanço (MENA; MANSOUR; SIMON, 1981).

A duração da fase de balanço da marcha está condicionada aos mecanismos responsáveis pela potência e força muscular para realização da tarefa (MELZER et al., 2007). Entretanto, devido ao processo de envelhecimento ocorre uma redução da capacidade de produção de força e potência, sendo estes fatores os responsáveis pela redução do tempo de permanência da fase de balanço (KERRIGAN et al., 1998). Estudos demonstram que a antecipação das fases de marcha realizadas pelos idosos são adotadas como forma de adaptações estabilizadoras, que visam aumentar o controle do equilíbrio (LAUFER e MODULE, 2005).

Neste contexto, a antecipação observada na fase de pré balanço, instante em que ambos os membros ainda estão em contato com o solo (PERRY, 1992), no grupo idoso, pode estar relacionada a adoção de um mecanismo compensatório. De fato, parece que idosos tendem a incrementar a fase de pré balanço, principalmente quando a marcha é realizada em velocidade de caminhada auto selecionada (ELBLE et al., 1991). As diferenças observadas entre os grupos, podem ser explicadas pois o contato continuado com o solo auxilia o equilíbrio corporal à medida que ocorre a transferência do peso corporal para o outro membro (PERRY, 1992). Assim, o grupo idoso parece antecipar a realização dessa fase a fim de garantir maior estabilidade pela redução do tempo de apoio unipodal.

Durante a caminhada em velocidade máxima, observou-se que os grupos diferiram em menos instantes e em menos valores de aceleração considerados para os picos e vales. Estes resultados estão de acordo com os apresentados por Laufer e Module (2005), que ao analisarem a marcha de idosos em suas máximas velocidades de caminhada, observaram que as características da marcha foram assemelhadas à características de caminhada dos indivíduos jovens. A menor diferença encontrada entre os grupos durante a velocidade

máxima, pode estar associada ao perfil dos idosos estudados, outro estudo demonstrou que idosos saudáveis ativos apresentavam padrões de marcha semelhantes dos indivíduos jovens durante a caminhada em velocidade máxima (KANG e DINGWELL, 2008).

Embora tenha sido hipotetizado que haveria redução da simetria nos três eixos de movimento durante a marcha em velocidade máxima para os idosos, a assimetria foi detectada apenas no eixo antero posterior (y) durante a marcha em velocidade auto selecionada. Considera-se a marcha assimétrica quando os valores do índice de simetria são superiores a 10% (HERZOG et al., 1989). Kobsar et al. (2014) também encontraram redução da simetria bilateral apenas no eixo antero posterior através de acelerometria em idosos. Este fato pode estar relacionada com as diferenças bilaterais no controle das fases de propulsão e frenagem da marcha, ocasionadas pela redução do momento do flexor plantar associado à força horizontal do momento de retirada do pé (*toe off*) (KOBARS et al., 2014; MELZER et al., 2010) este fato relaciona-se com a antecipação dos instantes de picos e vales encontrados neste estudo.

6.5 CONCLUSÃO

Este estudo apontou que há baixa variabilidade no padrão de aceleração entre os grupos jovem e idoso, durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.

Os resultados apontam diferenças em relação aos picos e vales analisados, quando considerados em relação ao valor de aceleração e instante do ciclo da marcha, apontando que há maior diferença entre os grupos durante a marcha em velocidade auto selecionada, assim, tais resultados levam a indicação de que a marcha em velocidade máxima permite menos ajustes durante a tarefa, indicando menor variabilidade. Já a marcha em condição auto selecionada, permite a correção do movimento a fim de ajustar a tarefa motora às exigências do ambiente, ocasionando maior variabilidade durante a tarefa.

Adicionalmente, o índice de simetria não apontou valores de assimetria para os grupos jovem e idosos durante a marcha em ambas as velocidades (auto selecionada e máxima), indicando que a idade não apresenta relação

positiva com a redução da simetria da marcha. Assim, condições de assimetria estariam relacionadas a condições patológicas e não aos efeitos da idade.

ESTUDO EXPERIMENTAL 3

7 IDENTIFICAÇÃO DO SINAL DE ACELERAÇÃO DE IDOSOS DURANTE A MARCHA EM DIFERENTES SUPERFÍCIES

7.1 INTRODUÇÃO

As quedas na população idosa são reconhecidas como um problema de saúde pública mundial. Os custos com cuidados decorrentes de quedas variam entre 0,85% e 1,5% do total de gastos com saúde (HEINRICH et al., 2010). Estima-se que 35% dos indivíduos com 65 anos sofram ao menos uma queda ao ano, em que chegue a mais de 42% para indivíduos acima de 70 anos (WHO, 2007).

Os idosos estão mais predispostos à sofrerem quedas em decorrência de alterações associadas ao processo de envelhecimento, que envolvem os sistemas músculo-esquelético, sensorial e vestibular (AAGAARD et al., 2007; KERRIGAN et al., 1998; LAURETANI et al., 2003). Uma situação comum é a necessidade de aumentar a velocidade durante a caminhada por exemplo, para atravessar um cruzamento com semáforo, tendo em vista que os sinais de pedestre são baseados em velocidade mínimas de 1,2 m/s (DONOGHUE; DOOLEY; KENNY, 2016). Na caminhada em velocidade maior do que a habitual, a demanda da tarefa e as próprias demandas do meio ambiente requerem controles diferenciados das ações motoras, que exigem adaptações cognitivas e neuromusculares (FITZPATRICK et al., 2007) e impactam sobre um conjunto de parâmetros da marcha. O padrão de marcha modificado é também adotado durante a caminhada em superfícies irregulares, e pode constituir um risco aumentado de quedas (ANTES; ORSEI; BENEDETTI, 2013; EDELSTEIN; DROZDICK, 1998; LI et al., 2006).

Durante a caminhada, é comum que os indivíduos encontrem variação de superfícies em seu caminho (terrenos multi superfície), havendo a necessidade de realizar o ajuste da atividade muscular a fim de atender as demandas impostas pela caminhada em terrenos multi superfície (MARIGOLD; PATLA, 2008). A marcha em superfícies irregulares apresenta maior variabilidade (NORTON; CAMPBELL; LEE-JOE, 1997), que é caracterizada por

uma menor velocidade de deslocamento, que é acompanhada por passos mais curtos (LOCKHART et al., 2002). A avaliação do ciclo de marcha em superfícies irregulares pode prover informações úteis para determinação de um conjunto de compensações, que podem nortear intervenções que visem prevenir o risco de quedas (MARIGOLD e PATLA, 2008).

Apesar da análise de marcha utilizando metodologias tradicionais em diferentes superfícies ser bem estabelecida, algumas limitações são observadas nos estudos desenvolvidos sobre as alterações do ciclo de marcha durante a caminhada em diferentes superfícies, a primeira limitação é a predominância de protocolos de avaliação desenvolvidos em ambientes laboratoriais (HSIEH; CHO, 2012; MARIGOLD et al., 2005; MARIGOLD e PATLA, 2008; MENANT et al., 2009). A artificialidade imposta pela necessidade de controle (ex: uso de cintos de segurança) (MENANT et al., 2009) pode comprometer a obtenção de dados ecologicamente válidos.

Em adição, as análises requerem sistemas de câmeras (HSIEH; CHO, 2012; MARIGOLD e PATLA, 2008) e plataformas de força (MARIGOLD et al., 2005) que exigem altos investimentos e em geral limitam ou impossibilitam avaliações em ambiente clinicamente significativos.

Uma alternativa aos métodos convencionalmente utilizados é o uso de tecnologias alternativas. Os acelerômetros têm sido empregados pela possibilidade de uso em ambientes pouco controlados. Além disso, existe a possibilidade de capturar diversos ciclos de marcha com elevada confiabilidade (HARTMANN et al., 2009). Diversos estudos apontam que estes sensores permitem identificar eventos importantes da marcha (JASIEWICZ et al., 2006), além de variáveis espaço temporais (HARTMANN et al., 2009) e padrões do ciclo de marcha (KAVANAGH; MENZ, 2008). Entretanto, estudos que tenham observado o comportamento de um conjunto de variáveis em superfícies distintas são escassos.

Desta forma este estudo visou identificar o sinal de aceleração, durante a marcha de idosos em três superfícies distintas (madeira, grama e paralelepípedo), durante duas velocidades de caminhada (auto selecionada e máxima).

7.2 METODOLOGIA

7.2.1 Participantes

Foram selecionados aleatoriamente 2 idosos que participaram da amostra descrita no item 5.2.1. Desta forma participaram deste estudo 2 idosos com idade superior a 65 anos. Primeiramente, os participantes foram informados sobre os procedimentos do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE I).

7.2.2 Procedimentos experimentais

As avaliações realizadas neste estudo foram realizadas em uma única sessão. Os participantes realizaram os procedimentos descritos no item 5.2.4. Posteriormente, os mesmos foram novamente equipados com sensores de acelerômetro fixados com fita adesiva 1 cm acima do maléolo lateral de ambos os membros, no plano sagital, orientados perpendicularmente ao plano transversal do pé. Os participantes foram instruídos a caminhar em três superfícies diferentes (superfície plana de madeira, calçada de paralelepípedo e grama), por uma extensão de 10 m. As superfícies de grama (com altura acima do arco plantar) e paralelepípedo apresentavam irregularidades como por exemplo, leves depressões no terreno.

Num primeiro momento, os participantes foram convidados a caminharem em velocidade auto selecionada sobre cada uma das superfícies para fins de adaptação. Posteriormente, foram realizados 20 percursos de caminhada após a seguinte orientação: “O senhor (a) deverá caminhar até o final do percurso na velocidade em que você caminha na rua, normalmente, evitando olhar para o chão durante a caminhada.”.

Após a caminhada em velocidade auto selecionada, cada participante realizou 20 caminhadas adicionais em velocidade máxima, sob a seguinte orientação: “O senhor (a) deverá caminhar até o final do percurso como se estivesse muito atrasada para pegar um ônibus, porém não poderá correr para alcançá-lo”.

A avaliação sobre a superfície de grama sucedeu o teste em superfície de calçada de paralelepípedo e seguiu os mesmos procedimentos descritos para a primeira avaliação para a velocidade auto selecionada e máxima.

7.2.3 Processamento dos dados

O processamento dos dados detalhados estão descritos no item 5.3 deste trabalho. Para classificação das fases da marcha (apoio e balanço) foi utilizado um classificador baseado em Redes Neurais Artificiais, cujos procedimentos estão descritos detalhadamente no item 6.2.3.1 deste estudo.

7.2.4 Variáveis analisadas

As variáveis analisadas são descritas na tabela a seguir.

TABELA 9 - Picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração

Variável/Sigla	Definição	Conceituação
Pico 1 (P1)	Início da fase de apoio médio	Esta fase é iniciada quando o pé contralateral é retirado do solo e estende-se até que o peso corporal esteja sobre o antepé. Esta fase corresponde à metade do intervalo em apoio unipodal (PERRY,1992).
Vale 1 (V1)	Início da fase de pré balanço	Inicia-se com o contato inicial do membro oposto e finaliza no momento de <i>toe-off</i> do membro que se observa. Nesta fase ocorrem movimentos e ações musculares preparatórios para realização do balanço (PERRY,1992).
Pico 2 (P2)	Início da fase de balanço médio	Corresponde à segunda fase do período de balanço. Inicia-se quando o membro em movimento se opõe ao membro que realiza a fase de apoio. Esta fase finaliza-se com a verticalização da tibia fazendo com que o membro que realiza o balanço, seja posicionado à frente (PERRY,1992).

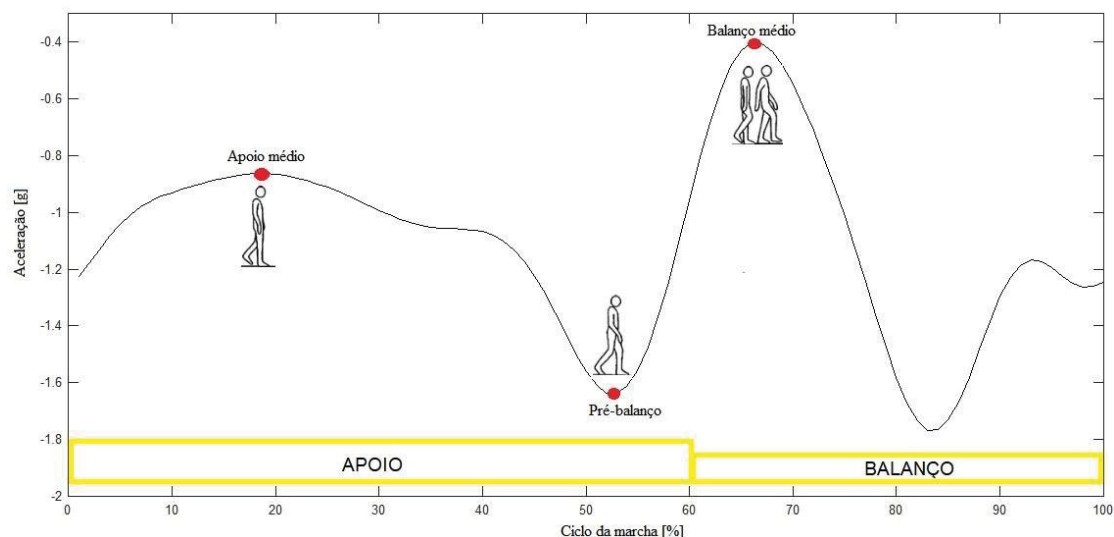


FIGURA 14 – Dado representativo dos picos e vale durante o ciclo de marcha (0-100%) obtidos a partir do sinal de aceleração.

7.2.5 Análise estatística

Inicialmente foi utilizada estatística descritiva (média \pm desvio padrão) para caracterização das curvas de aceleração. A fim de testar a normalidade dos dados foi utilizado o teste Shapiro Wilk e para verificação da homogeneidade das variâncias utilizou-se teste de Levene. Para a comparação do sinal de aceleração nos diferentes terrenos (superfície plana de madeira, calçada de paralelepípedo e grama) foi realizado o teste ANOVA *one-way* de medidas repetidas, utilizando-se a média dos picos e vales de aceleração entre os terrenos, seguido de *post hoc* Tukey. Considerou-se o nível de significância $p < 0,05$. Os testes estatísticos foram realizados no software SPSS.

7.3 RESULTADOS

Na tabela 10 são apresentados os valores médios das velocidades auto selecionada e máxima, nos três terrenos estudados. Não foram encontradas diferenças entre os terrenos em relação a velocidade de caminhada.

TABELA 10 - Valores médios (\pm desvio padrão) da velocidade de caminhada, nos terrenos madeira, grama e paralelepípedo.

Velocidade (m/s)	Madeira	Grama	Paralelepípedo	p
Auto selecionada	1,34 \pm 0,51	1,21 \pm 0,05	1,25 \pm 0,27	0,332
Máxima	1,52 \pm 0,35	1,47 \pm 0,067	1,49 \pm 0,05	0,370

A variabilidade entre os terrenos estudados pode ser analisada através das curvas médias do sinal de aceleração (figura 15). Os resultados obtidos indicam que durante a caminhada em velocidade auto selecionada sobre o piso paralelepípedo houve variabilidade alta nos três eixos de movimento avaliados. A caminhada sobre o piso grama apresentou variabilidade alta principalmente no eixo vertical (x) do movimento. O piso madeira promoveu maior variabilidade nos eixos vertical (x) e antero posterior (y).

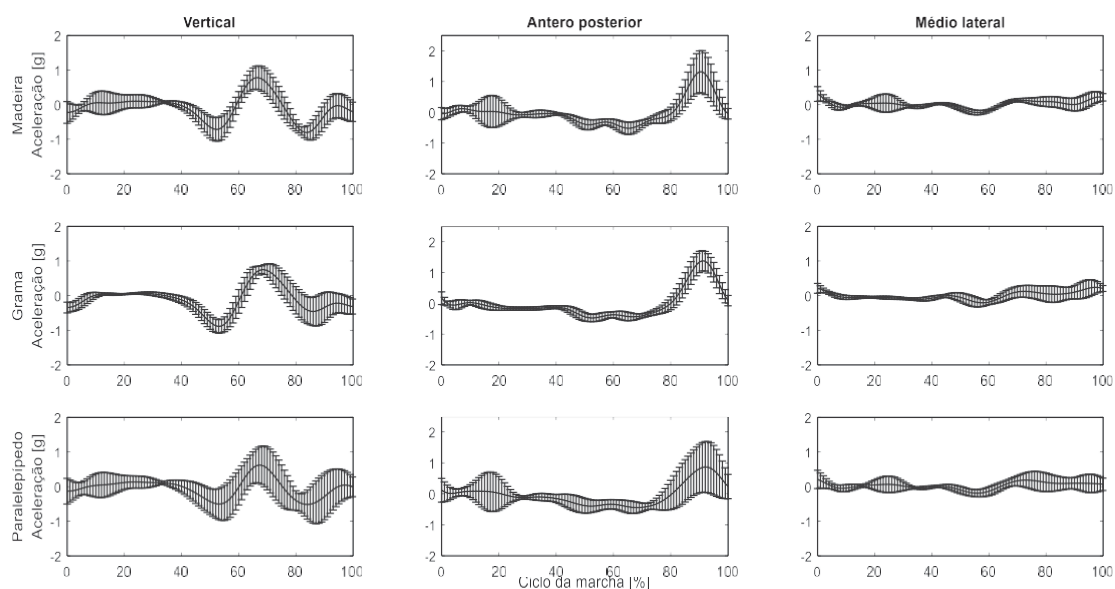


FIGURA 15 - Aceleração média (\pm desvio padrão), nas direções vertical, antero posterior e médio lateral do membro direito durante o ciclo da marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade auto selecionada.

A figura 16 apresenta os resultados obtidos para variabilidade (média \pm desvio padrão do sinal de aceleração), da caminhada em velocidade máxima nos terrenos estudados. Foi observada alta variabilidade nos três eixos do movimento durante a caminhada sobre o piso paralelepípedo. O piso grama apresentou variabilidade moderada nos três eixos do movimento. A curva

média de aceleração da caminhada sobre o piso madeira indica baixa variabilidade.

Durante a caminhada em velocidade auto selecionada (Tabela 11), no eixo vertical, o primeiro pico ocorreu com 28% de atraso no piso grama em relação aos pisos madeira e paralelepípedo ($p=0,022$), o valor de aceleração obtido durante o primeiro pico no piso grama foi significativamente inferior aos pisos madeira e paralelepípedo. O vale, no eixo vertical, apresentou diferença os pisos no valor da aceleração, sendo o valor obtido para o piso grama inferior aos valores dos pisos madeira e paralelepípedo ($p=0,002$). O segundo pico diferiu entre os pisos em relação ao valor de aceleração, sendo o menor valor obtido para o piso paralelepípedo ($p=0,002$).

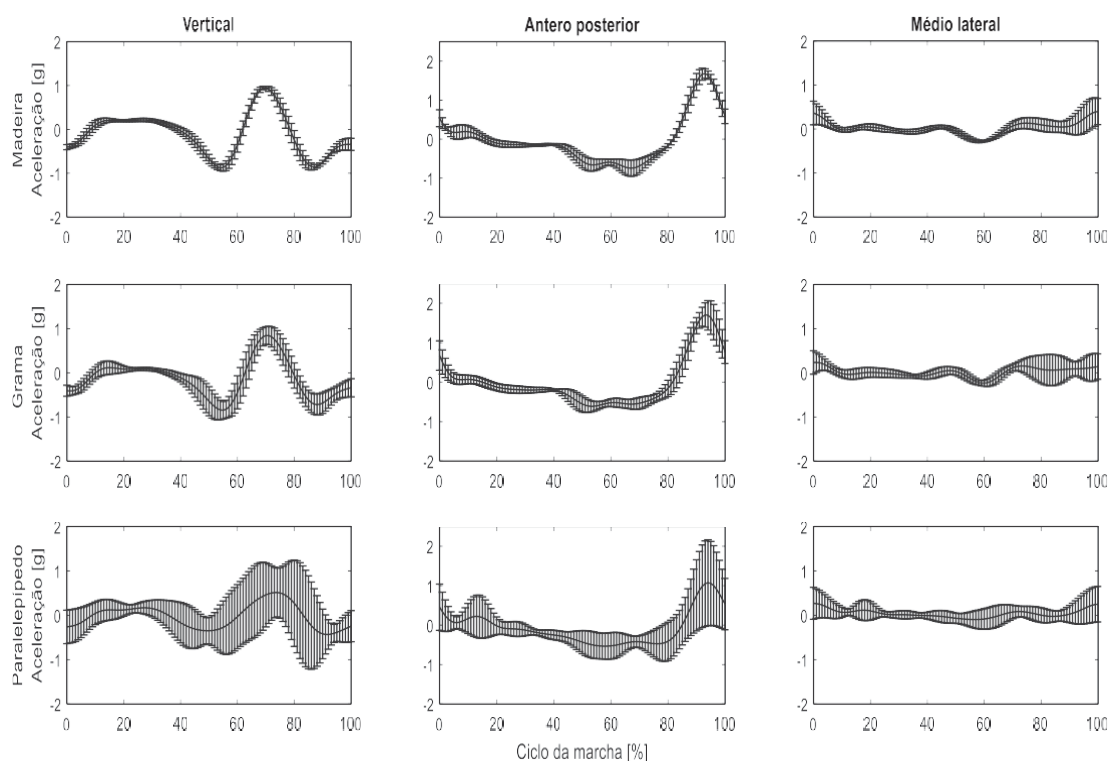


FIGURA 16 - Aceleração média (\pm desvio padrão), nas direções vertical, antero posterior e médio lateral do membro direito durante o ciclo da marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade máxima.

A caminhada em velocidade máxima (Tabela 12), apresentou diferenças no primeiro pico, nos eixos vertical, ântero posterior e médio lateral entre os pisos avaliados. No eixo vertical o primeiro pico ocorreu com 23% de atraso temporal no piso paralelepípedo em relação ao piso grama e com 19% de

atraso temporal em relação ao piso madeira ($p=0,028$). O eixo ântero posterior apresentou diferença para o valor de aceleração ($p=0,007$). Foi observado que a caminhada no piso paralelepípedo gerou valores superiores de aceleração em relação aos obtidos durante a caminhada nos pisos madeira e grama. No eixo médio lateral o instante de ocorrência do primeiro pico, ocorreu com atraso temporal de 13% no piso grama ($p=0,047$).

TABELA 11 - Valores dos instantes em relação ao ciclo da marcha (0-100%) e aceleração (média \pm DP) de ocorrência dos picos e vales durante 20 ciclos de marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade auto selecionada.

Velocidade auto selecionada (n=2)									
		Madeira		Grama		Paralelepípedo		p instante ,022^a	p aceleração ,000^b
		Instante	Valor de g	Instante	Valor de g	Instante	Valor de g		
Vertical	P1x	23± 2 [9; 14]	0,18±0,01 [0,16;0,19]	28± 6,53 [10; 27]	0,06±0,02 [0,05;0,11]	23± 3,25 [8;18]	0,20±0,035 [0,16;0,26]	,022^a	,000^b
	V1x	53±1,68 [51;56]	-0,88±0,05 [-0,94;-0,78]	54± 1,82 [51;57]	-0,11±0,42 [-0,99;-0,10]	56±8,46 [48;75]	-0,88±0,03 [-0,94;-0,83]	,358	,002^c
	P2x	68±1,28 [66;70]	0,91±0,01 [0,89; 0,94]	70± 2,71 [65; 73]	0,90±0,07 [0,71;0,96]	69± 8,51 [63;70]	0,85±0,37 [0,10;0,90]	,321	,002^d
Antero posterior	P1y	40±8,22 [19;45]	-0,04±0,51 [-0,08;1,41]	42±3,02 [39;47]	-0,11±0,04 [-0,15;-0,01]	44±4,43 [35;47]	-0,11±0,02 [-0,13;-0,06]	,353	,195
	V1y	66± 9,13 [51;79]	-0,63±0,06 [-0,72;-0,55]	56±7,37 [49;70]	-0,57±0,05 [-0,65;-0,47]	67±10,06 [47;70]	-0,65±0,08 [-0,75;-0,50]	,546	,672
Antero lateral	P2y	91±2,13 [87;94]	1,63±0,71 [-0,37;1,79]	92±1,61 [89;94]	1,62±0,33 [0,87;1,76]	94±4,07 [85;97]	1,55±0,10 [1,43;1,76]	,605	,077
	P1z	45±1,84 [42;47]	0,04±0,01 [-0,03;0,05]	46±4,00 [43;56]	0,01±0,07 [-0,04;0,20]	46±6,03 [41;60]	0,03±0,03 [-0,03;0,06]	,259	,948
Médio lateral	V1z	57±1,64 [545;59]	-0,24±0,02 [-0,31;-0,22]	58±3,09 [55;64]	-0,23±0,08 [-0,40;-0,14]	58±8,42 [52;78]	-0,25±0,02 [-0,30;-0,23]	,651	,199
	P2z	72± 9,03 [70;97]	0,16±0,13 [0,11;0,51]	73±4,34 [70;83]	0,21±0,17 [-0,07;0,39]	77± 7,68 [71;95]	0,33±0,08 [0,24;0,47]	,414	,729

Post hoc Tukey: ^a ^b ^c Grama e paralelepípedo, grama e madeira ^d Paralelepípedo e madeira

TABELA 12 - Valores dos instantes em relação ao ciclo da marcha (0-100%) e aceleração (média \pm desvio padrão) de ocorrência dos picos e vales durante 20 ciclos de marcha em diferentes terrenos (madeira, grama e paralelepípedo) em velocidade máxima.

Velocidade máxima (n=2)									
		Madeira			Grama			Paralelepípedo	
		Instante	Valor de g	Instante	Valor de g	Instante	Valor de g	p instante	p aceleração
Vertical	P1x	25±6,61 [12;29]	0,20±0,04 [0,17;0,28]	26±7,68 [15;36]	0,10±0,15 [0,06;0,54]	21±3,54 [12;24]	0,21±0,06 [0,18;0,34]	0,028^a	,226
	V1x	55±1,32 [53;57]	-0,95±0,07 [-0,96;-0,76]	55±2,50 [52;59]	-1,03±0,22 [-1,14;-0,54]	50±8,17 [44;64]	-0,84±0,13 [-1,10;-0,66]	,629	,065
	P2x	70±0,70 [69;71]	0,97±0,03 [0,90;0,99]	71±2,53 [66;75]	0,89±0,14 [0,68;1,06]	67±7,39 [62;81]	1,00±0,41 [0,91;2,18]	,274	,424
Antero posterior	P1y	43±2,36 [38;45]	-0,12±0,03 [-0,18;-0,09]	42±2,73 [39; 46]	-0,17±0,04 [-0,25;-0,10]	47±0,20 [38;52]	-0,21±0,12 [-0,50;-0,13]	,086	0,007^b
	V1y	67 ± 7,54 [53;70]	-0,89±0,08 [-1,01;-0,79]	64±8,44 [52;71]	-0,78±0,11 [-0,88;-0,50]	58±3,53 [54;63]	-0,85±0,17 [-1,00;-0,51]	,119	,585
Antero	P2y	94±0,52 [93;94]	1,76±0,11 [1,54;1,85]	94±2,12 [89;96]	1,85±0,18 [1,46;2,02]	95±0,92 [94;97]	1,73±0,17 [1,62;2,13]	,427	,057
	P1z	46±1,80 [41;47]	0,05± 0,03 [0,01;0,12]	50±2,68 [45;53]	0,04±0,088 [-0,01;0,24]	44±9,42 [31;56]	0,07±0,02 [0,02;0,11]	0,047^c	,642
Médio lateral	V1z	60±1 [58;61]	-0,29±0,01 [-0,32;-0,26]	61±2,18 [57;63]	-0,29±0,05 [-0,35;-0,19]	59±9,02 [40;66]	-0,32±0,07 [-0,38;-0,18]	,204	,529
	P2z	75±3,14 [73;83]	0,09±0,13 [0,06;0,39]	73±2,80 [70;78]	0,12±0,09 [0,05;0,35]	74 ±4,47 [71;84]	0,16±0,28 [0,07;0,95]	,175	,421

Post hoc Tukey: ^a Grama e paralelepípedo ^b Paralelepípedo e madeira, paralelepípedo e grama ^c Madeira e grama

7.4 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo identificar os sinais de aceleração, durante a marcha de idosos em três superfícies distintas (madeira, grama e paralelepípedo), durante duas velocidades de caminhada (auto selecionada e máxima).

Não foram observadas diferenças entre as velocidades nos diferentes terrenos, por isso, descarta-se a possibilidade de a variabilidade observada ser devido a diferenças na velocidade. Durante a caminhada em superfícies com maior irregularidade (grama e paralelepípedo) a variabilidade foi mais elevada do que aquela encontrada em superfície plana e regular (madeira). A exposição a terrenos instáveis requer ajustes constantes do sistema neuromuscular a fim de reduzir a instabilidade ambiental encontrada durante a marcha, que se reflete por aumentos da variabilidade (APPS et al., 2017). A irregularidade da superfície, acarreta respostas de aterrissagem distintas (*foot strike*), especialmente pela dificuldade em determinar antecipadamente o local de contato com o solo. A dificuldade em prever este parâmetro pode ter causado aumento da variabilidade da marcha (BLAIR, S., LAKE, M.J., DING, R., STERZING, 2018).

A redução da variabilidade em velocidade máxima foi detectada apenas no terreno grama. As alterações na velocidade da marcha têm efeitos similares durante a caminhada em superfícies regulares e irregulares (BLAIR ET AL., 2018). Os resultados do presente estudo são consistentes com outros que indicaram maior variabilidade em terrenos irregulares, independente da velocidade da marcha (APPS et al., 2018). A redução da variabilidade durante a velocidade máxima na superfície paralelepípedo pode não ter ocorrido pois este terreno proporciona mais informações visuais sobre irregularidades (ex: pequenas depressões no solo) se comparados à superfície grama. Logo, mesmo em velocidade máxima podem existir estratégias de manutenção do equilíbrio. Uma possível estratégia seria o aumento da abdução do tornozelo, aumento da flexão do joelho e do quadril durante a caminhada, de forma a reduzir a altura do centro de massa corporal e incrementar a estabilidade (STERZING et al., 2014).

Durante a caminhada em velocidade auto selecionada foram observadas diferenças, nos valores de instante (primeiro pico) e aceleração (primeiro pico, segundo pico e vale), apenas na direção vertical, sendo que a superfície grama diferiu entre os demais terrenos nesta condição de caminhada. Menz et al. (2003), demonstraram que caminhar sobre uma superfície imprevisível requer a adaptação contínua da marcha em resposta a possíveis obstáculos, gerando assim mais diferenças se comparado a outros terrenos. Uma possível adaptação realizada é o aumento do momento dos flexores do joelho e quadril durante o instante de *push-off* (retirada do pé do solo) e aceitação do peso, estas adaptações refletem em alterações principalmente na direção vertical do movimento (YACK e BERGER, 1993).

O primeiro pico, representativo do início da fase de apoio médio, apresentou diferença entre os terrenos, na velocidade de caminhada máxima, quando considerado o instante de ocorrência do pico em relação ao ciclo da marcha (direção vertical e médio lateral) e o valor de aceleração (direção ântero-posterior). Estes achados corroboram com o estudo de Lay et al. (2006), neste estudo foram observadas diferenças na fase de apoio médio durante a caminhada em superfície irregular quando comparado à caminhada nivelada. As alterações nesta fase da marcha ocorrem em resposta à eminência da redução da estabilidade durante a impulsão do tronco a frente. Para tanto, ocorre a redução do ângulo articular do tornozelo objetivando melhorar a estabilidade durante a impulsão do tronco a frente, garantindo a colocação do membro contra lateral no solo (*foot strike*) (KANG et al., 2016). Em resposta a esta estratégia ocorre a redução do comprimento do passo, que consequentemente acarreta no aumento do tempo de apoio duplo. O aumento do tempo em duplo apoio leva a um padrão mais estável de caminhada, já que o tempo equilibrando-se sobre um único membro é reduzido (MAKI, 1997). Desta forma, as modificações observadas na direção ântero posterior durante a velocidade máxima são reflexo do padrão conservador de marcha adotado.

Os resultados indicaram que não houve diferenças entre os grupos nas direções ântero posterior e médio lateral durante a velocidade auto selecionada. Durante a velocidade máxima de marcha não foi observada diferença no vale e segundo pico nas direções vertical, ântero posterior e médio lateral. Estes resultados estão de acordo com o estudo de que indicam

que caminhar sobre superfícies, mesmo com diferentes características (ex.: terra, pedras, grama) podem gerar modificações no padrão de marcha, refletidas em medidas de variabilidade, por exemplo, entretanto não afetam o padrão de caminhada (SPRAGER e ZAZULA, 2011).

7.5 CONCLUSÃO

Foi observado no presente estudo que caminhar sobre diferentes superfícies ocasiona alta variabilidade do padrão de aceleração nos terrenos com maior instabilidade (grama e paralelepípedo) quando comparados a um terreno estável (madeira), independente da velocidade de caminhada (auto selecionada ou máxima). Estes achados sugerem que a velocidade de caminhada leva a variabilidade da marcha tanto em superfícies regulares quanto em superfícies irregulares.

O terreno GR apresentou diferença em ambas as velocidades quando comparados aos demais grupos. Este fato pode estar relacionado as características da superfície (pouca informação visual sobre possíveis elementos que causam instabilidade, como por exemplo, buracos ou aclives), isto sugere que durante a caminhada sobre esta superfície são exigidos constantes ajustes do sistema locomotor, indicando um maior desafio para a manutenção do equilíbrio dinâmico.

ESTUDO EXPERIMENTAL 4

8 IDENTIFICAÇÃO DE IDOSOS CAIDORES A PARTIR DO SINAL DE ACELERAÇÃO

8.1 INTRODUÇÃO

As lesões que ocorrem em ambiente doméstico representam a sexta maior causa de morte na população idosa. Neste contexto, as quedas são os eventos mais prevalentes, especialmente por sua taxa de incidência positiva com a idade (SARTINI, M., CRISTINA, M. L., SPAGNOLO, A. M., CREMONESI, P., COSTAGUTA, C., MONACELLI; GARAU, J., ODETTI, 2010). Neste sentido, diversos estudos têm buscado identificar indivíduos com elevado risco de cair.

Uma possibilidade promissora para identificação de indivíduos com risco de quedas aumentado é a análise dinâmica da marcha. Alguns estudos têm demonstrado que a velocidade de caminhada, a frequência, o comprimento de passo e de passada são reduzidos em idosos com maior risco de quedas (HAUSDORFF et al., 2017; SENDEN et al., 2012; WEISS et al., 2013). Dentre os fatores associados às quedas, a variabilidade da marcha tem sido reportada como um indicador de estabilidade (BEAUCHET; ANNWEILER, 2009). Existe uma relação inversa entre a variabilidade e a estabilidade da marcha, em que uma baixa variabilidade representa um controle eficiente do padrão de movimento (2015) quando realizada em superfícies planas, livres de modificações ambientais, como por exemplo em terrenos multi superfície (MARIGOLD; PATLA, 2008). Desta forma, elevada variabilidade pode constituir um fator discriminante de indivíduos com risco de quedas.

A variabilidade da marcha pode ser determinada a partir de medidas objetivas, confiáveis e reprodutíveis de aceleração (SENDEN et al. 2012), tomadas por sensores fixados ao corpo durante a caminhada. A avaliação da marcha por acelerômetros foi realizada com o intuito de identificar a variabilidade de variáveis espaço temporais (ex. tempo de duração do passo, frequência de passo e velocidade) durante a caminhada de idosos (SENDEN et al., 2012; WEISS et al., 2013). Medidas de variabilidade também têm sido aplicadas com sucesso para diferenciar sujeitos saudáveis e idosos com

osteoartrite Tochigi et al. (2012). Greene e colaboradores Greene, Labs e Kildare (2012), encontraram resultados comparáveis de medidas de variabilidade de aceleração através de acelerômetros e mensuradas por outros sistemas.

Entretanto, os estudos que avaliam a marcha a partir do sinal de aceleração, utilizam em seus protocolos apenas a velocidade auto selecionada de marcha. Durante condições desafiadoras de marcha, como por exemplo caminhar a uma velocidade rápida, é exigido uma maior demanda do controle motor, como por exemplo a geração rápida de potência das articulações dos membros inferiores. (KO et al., 2010). Outra modificação observada para atingir velocidades de caminhada mais rápidas, são o aumento na frequência e comprimento do passo (DANION et al., 2003). A interação entre o conjunto de demandas motoras exigidas e os ajustes realizados (aumento da frequência e comprimento do passo) levam ao aumento da variabilidade da marcha em velocidades mais rápidas (DANION et al., 2003; KANG; DINGWELL, 2008). É observada uma importante relação entre os fatores idade e velocidade de caminhada, confirmando que as alterações da marcha em resposta ao processo de envelhecimento, são ainda mais evidência durante a caminhada em velocidade rápida (KO et al., 2010). Portanto, este estudo tem como objetivo identificar diferenças no padrão de aceleração de idosos com histórico de quedas durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.

8.2 METODOLOGIA

8.2.1 Participantes

Os idosos que participaram da amostra descritas no item 5.2.1 (n=26) foram alocados nos grupos não quedante (GN) e grupo quedante (GQ) a partir das respostas obtidas no questionário recordatório de quedas. Sendo assim 19 participantes foram alocados no grupo não quedante (GN) e 8 participantes foram alocados no grupo com histórico de quedas (GQ) (Figura 17). Os participantes foram informados sobre os procedimentos do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE I).

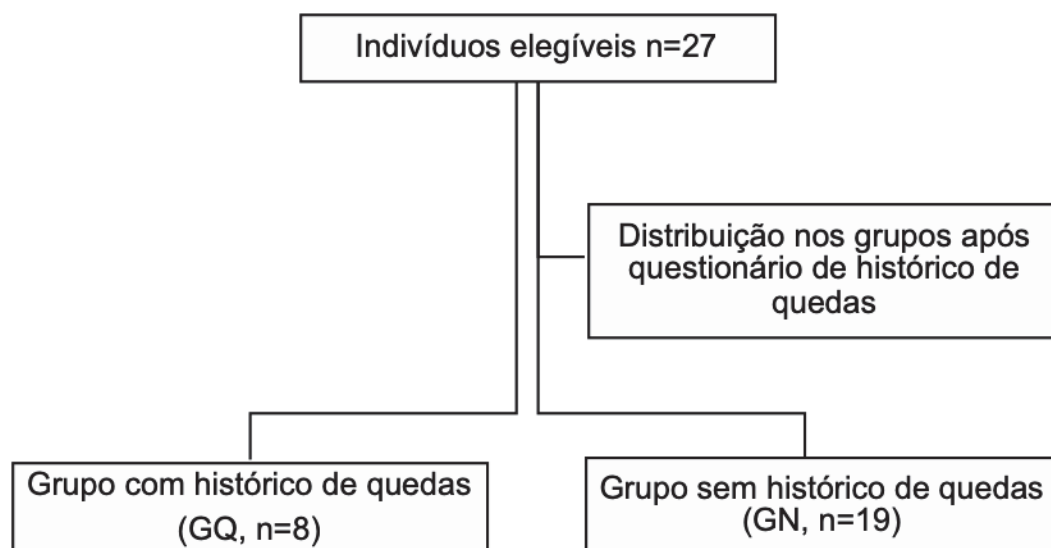


FIGURA 17 - Alocação dos participantes nos grupos

As características físicas dos participantes dos grupos GN e GQ estão descritas na tabela 13.

TABELA 13 - Características físicas (média \pm desvio padrão) dos participantes do grupo com (GQ) e sem (GN) histórico de quedas

	GN (n=19)	GQ(n=8)
Idade (anos)	69 \pm 5,00	71 \pm 5,78
Massa (Kg)	67,62 \pm 0,07	72,17 \pm 0,08
Estatura (cm)	160 \pm 12,03	161 \pm 16,49

GN- Grupo sem histórico de quedas; GQ- grupo com histórico de quedas

8.2.2 Procedimentos experimentais

Os testes realizados neste estudo foram realizados em uma única sessão, agendada previamente. Os participantes realizaram os procedimentos descritos no item 5.2.4.

8.2.3 Análise estatística

Inicialmente, os dados foram analisados por estatística descritiva padrão (média \pm desvio padrão) ponto a ponto do sinal de aceleração em função do ciclo da marcha (0-100%) para o GN, que foi considerado como representativo da população idosa. Para comparar as velocidades de caminhada e a cadência

entre os grupos foi utilizado *teste t*. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$. O teste estatístico foi realizado no software SPSS.

Com objetivo de avaliar a variabilidade na aceleração entre nas velocidades auto selecionada e máxima, o GN foi assumido como representativo da população idosa e seus dados empregados para calcular os escores *z* do GQ. Desta forma, a aceleração média e o desvio padrão de 19 participantes do GN foram calculados para cada um dos 101 pontos do ciclo normalizado da marcha (0-100%). A partir dos dados de desvio padrão e média, o escore *z* de cada participante foi calculado a partir da seguinte equação foi empregada:

$$Escore\ z = \frac{(Média\ GN - Valor\ de\ aceleração\ GQ)}{(Desvio\ padrão\ GN)}$$

Após o cálculo dos escores para cada um dos pontos de aceleração do ciclo da marcha, os valores absolutos dos escores *z* foram agrupados (*ensemble average*) em cada eixo de movimento (vertical, ântero posterior e médio lateral). Valores médios de escore *z* acima de 1,96 foram considerados como diferença entre os grupos (GN e GQ).

8.3 RESULTADOS

Na tabela 14 são apresentadas as médias das velocidades para o grupo com e sem histórico de quedas, nas velocidades auto selecionada e máxima da caminhada. Foram encontradas diferenças na velocidade e cadência entre os grupos para ambas as velocidades de caminhada.

TABELA 14 - Média das velocidades dos grupos com (GQ) e sem histórico de quedas (GN), durante a caminhada em

	GQ		GN		p velocidade	p cadência
	Velocidade (m/s)	Cadência (passos/min)	Velocidade (m/s)	Cadência (passos/min)		
Auto selecionada	0,95±13,52	106,59±12,25	1,17±13,26	119,61±8,56	,000	,002
Máxima	1,29±23,98	124,95±15,84	1,50±17,21	137,98±10,98	,009	,014

O GQ apresentou diferenças na marcha, representada pelo sinal de aceleração em relação ao GN, na direção médio lateral em ambas as velocidades analisadas (auto selecionada e máxima).

Na caminhada em velocidade auto selecionada, os instantes iniciais do ciclo da marcha (12-37%) são encontrados um maior número de instantes que diferem, em relação aos grupos. Esses resultados são apresentados na figura 18.

Durante a caminhada em velocidade máxima, os escores z (figura 19) foram superiores a 1,96 nos instantes 0-36% e 76-101% do ciclo da marcha, o que indica que o GQ diferenças em relação ao GN na direção médio lateral.

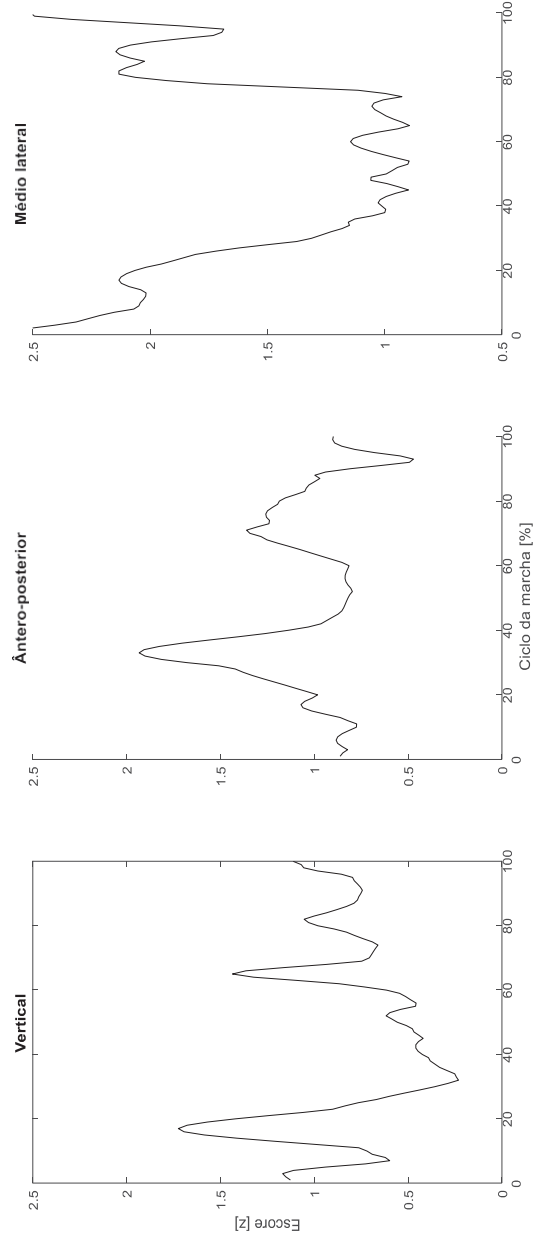


FIGURA 18 - Valores de escore z em função do ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade auto selecionada

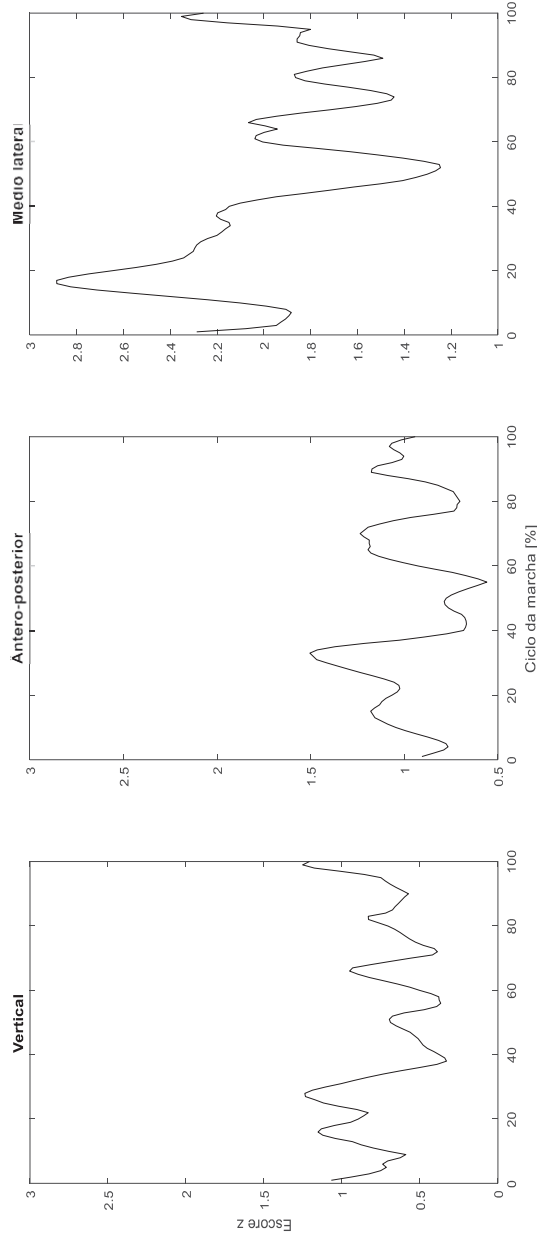


FIGURA 19 - Valores de escore z em função do ciclo da marcha (0-100%) durante a marcha em velocidade máxima

8.4 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo diferenciar idosos com e sem histórico de quedas a partir do sinal de aceleração durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima. Não são conhecidos estudos que tenham avaliado a variabilidade durante toda a extensão da curva do sinal de aceleração entre idosos com e sem histórico de quedas em duas velocidades de marcha (auto selecionada e máxima). Tais resultados são relevantes, pois fornecem informações mais precisa acerca das diferenças entre indivíduos quedantes e não quedantes durante a extensão do ciclo de marcha (0-100%), do que a avaliação de características isoladas, como por exemplo a avaliação somente de características espaço temporais (TOCHIGI et al., 2012).

A média do sinal de aceleração dos sujeitos com histórico de quedas, revela maior variabilidade em relação aos indivíduos sem histórico de quedas na direção médio lateral, especialmente nas fases da marcha que requerem apoio unipodal. É possível associar estas alterações a um padrão de marcha mais conservador adotado pelos sujeitos com histórico de quedas (MENZ et al., 2003). A marcha conservadora é geralmente marcada pela redução da velocidade de caminhada, comprimento reduzido da passada e alargamento da base de apoio (HERMAN et al., 2005).

O aumento da base de suporte objetiva a melhora da estabilidade durante a marcha, entretanto, a interação dos fatores redução da velocidade e aumento da base de apoio, levam a um deslocamento acentuado do centro de massa durante a caminhada, na direção médio lateral, exigindo um maior nível de controle motor (KUBO e ULRICH, 2006). Para tanto, são realizados movimentos laterais possibilitando a modulação do posicionamento lateral do passo (KUO, 1999). O planejamento da trajetória básica durante a marcha, isto é, a trajetória do membro que oscila para a colocação do pé no solo (*foot strike*) é determinado involuntariamente pelos centros cerebrais, entretanto, o controle motor fino pode incorporar informações obtidas por *feedback* do meio externo para colocação final do pé no solo (REDFERN e SCHUMANN, 1994). Desta forma, as diferenças encontradas entre os grupos podem estar associadas à um padrão de marcha com maiores exigências motoras, que levam a

modificações no padrão de aceleração em função do histórico de quedas, reveladas pelo aumento da variabilidade.

Quando requerido o aumento da velocidade de caminhada, duas estratégias podem ser adotadas para atender as demandas da tarefa, (a) o aumento da cadência (número de passos por minuto) ou (b) aumento do comprimento do passo (ZIJLSTRA e HOF, 1997). Estudos demonstram que a velocidade de locomoção está relacionada a oscilações na articulação do quadril e pelve. No estudo de Kang e Dingwell (2008) a velocidade de caminhada gerou o aumento da variabilidade do ângulo de adução e abdução do quadril. Kerrigan e colaboradores (1998) observaram redução do ângulo de extensão do quadril de idosos com históricos de queda quando comparados a idosos sem histórico de quedas. Durante o ciclo da marcha, a pelve realiza movimentos, compostos por oscilações nos três eixos de movimento (vertical, ântero-posterior e médio lateral) (ZIJLSTRA; HOF, 1997). Entretanto, a fim de compensar as alterações na articulação do quadril, são observadas modificações da pelve. Redfern e Schumann (1994) observaram que a magnitude da oscilação da pelve é influenciada pela velocidade de caminhada. A relação entre oscilação pélvica e velocidade da marcha pode ser explicada pois em velocidades de caminhadas mais rápidas ocorre o aumento da inclinação da pelve no sentido anterior, possibilitando a realização de um maior comprimento de passo pelo membro contraletal (BRODIE et al., 2015; KERRIGAN et al., 2000).

Todavia, apesar das modificações da pelve, citadas anteriormente, serem uma estratégia eficiente para aumento da velocidade de caminhada, ocorrem aumentos da oscilação médio lateral do quadril. No estudo de Mackinnon e Winter (1993), a estabilidade da pelve durante a caminhada foi associada aos momentos de abdução do quadril e do pé de sustentação. Os autores ainda concluíram que o equilíbrio corporal é principalmente influenciado pela posição do pé no sentido médio lateral, em relação ao centro de massa. Considerando o aumento da oscilação pélvica durante a velocidade rápida e em consequência o aumento da variabilidade médio lateral do posicionamento do pé, os resultados obtidos demonstram que estas oscilações são ainda mais expressivas em indivíduos com histórico de quedas, expresso no aumento da variabilidade a curva de aceleração.

8.5 CONCLUSÃO

As análises ponto a ponto da curva de aceleração em função do ciclo de marcha (0-100%) durante as velocidades auto selecionada e máxima indicam que indivíduos com histórico de quedas diferem no padrão de aceleração em relação à idosos sem histórico de quedas, especialmente na direção médio-lateral. As diferenças observadas coincidem com instantes em que ocorre o apoio de um único membro no solo durante a marcha. O aumento da variabilidade média do sinal de aceleração pode estar relacionado a um período de equilíbrio reduzido da marcha.

Portanto, os achados do presente estudo indicam que a partir da análise da marcha por acelerometria é possível a identificação de diferenças na marcha de idosos com histórico de quedas em velocidade auto selecionada e máxima de marcha.

9 DISCUSSÃO GERAL

Esta dissertação teve como objetivo identificar e comparar o padrão de marcha de idosos e jovens a partir do sinal de aceleração durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima.

Medidas de confiabilidade são indicadas a fim de determinar a precisão do sinal para identificação de padrões de movimento e ainda para indicação da confiabilidade absoluta da medida (BECKERMAN et al., 2001), possibilitando assim, identificar modificações no sinal relativas aos padrões de movimento estudados (HALEY; FRAGALA-PINKHAM, 2006). Os resultados do presente estudo indicaram alta reprodutibilidade do sinal de aceleração (CCI), independente da velocidade testada. Estes resultados estão de acordo com outros estudos, que avaliaram a reprodutibilidade do sinal de aceleração durante a marcha, todavia apenas em velocidade habitual que encontraram também valores excelentes de reprodutibilidade (SENDEN et al., 2009; HENRIKSEN et al., 2004). Adicionalmente, as medidas complementares de confiabilidade indicaram um maior erro padrão de medida e maiores valores de mínima mudança detectável durante a velocidade máxima de caminhada da população idosa. Tais resultados estão relacionados com as necessidades de adaptação do padrão motor das articulações do quadril e tornozelo, principalmente da população idosa, para responder as demandas da tarefa (FAN et al., 2016).

As diferenças nos padrões de marcha são evidenciadas quando comparados os sujeitos jovens e idosos. As diferenças foram evidenciadas na ocorrência dos picos e vales observados, principalmente na velocidade de caminhada habitual, sendo que estes ocorreram com atraso para o padrão de marcha da população idosa. Estes atrasos estão potencialmente relacionados a redução dos mecanismos de potência e força muscular relacionadas ao processo de envelhecimento (MELZER et al., 2007, KERRIGAN et al., 1998). Entretanto, foi observado menor variabilidade do padrão de aceleração entre os grupos durante a velocidade de caminhada máxima, a redução da variabilidade durante a velocidade máxima está relacionada à redução do tempo de reação que os indivíduos apresentam para realizar ajustes no padrão motor da marcha (BOOTSMA et al., 1991). Apesar de haverem diferenças entre os padrões de

marcha entre os grupos, foram encontrados valores que indicassem assimetria bilateral apenas no eixo ântero posterior do grupo idoso, desta forma, a ocorrência de valores que indiquem assimetria bilateral da marcha pode ter maior associação com patologias, não sendo associado diretamente ao processo natural de envelhecimento (KANG e DINGWELL, 2008).

Sendo observadas diferenças no padrão de aceleração durante a marcha de indivíduos idosos em relação aos indivíduos jovens, foram ainda identificadas diferenças no padrão de caminhada em superfícies irregulares, como por exemplo calçadas de paralelepípedo e grama. Quando comparadas as três superfícies (madeira, grama e calçada de paralelepípedo) foram observadas diferenças no padrão de aceleração nas superfícies com maior irregularidade. Estas diferenças são ocasionadas pelo aumento da variabilidade que ocorre devido as modificações necessárias para responder as demandas de instabilidade ambiental. Para responder as instabilidades são necessários ajustes principalmente na fase de aterrissagem do calcanhar com o solo (*foot strike*) (BLAIR, S., LAKE, M.J., DING, R., STERZING, 2018). Outro fato que relacionado à variabilidade do padrão de marcha, são as informações visuais proporcionadas pelo ambiente. Ambientes com informações visuais escassas exigem a manutenção de estratégias que levem a redução do centro de massa corporal, gerando um padrão de marcha mais seguro a medida que leve ao aumento da estabilidade e com isso a redução do risco de quedas (STERZING et al., 2014).

No que diz respeito às quedas, foram observadas diferenças no padrão de aceleração durante a marcha dos sujeitos que apresentavam histórico de quedas, quando comparados à sujeitos sem histórico de quedas. Estas diferenças estão ligadas à maior variabilidade do padrão de marcha, que está associada a um padrão de marcha com menor comprimento de passo, velocidade reduzida, maior tempo de duplo apoio e cadência reduzida, expressando modificações no padrão de marcha em relação aos sujeitos não caídores (MENZ et al., 2003, HERMAN et al., 2005). A adoção destas estratégias de manutenção do controle do movimento, gera um padrão de marcha conservador, levando a sensação de maior estabilidade (MENZ et al., 2003).

10 CONCLUSÃO GERAL

O objetivo deste estudo foi identificar o padrão de marcha de idosos e jovens a partir do sinal de aceleração durante a marcha em velocidade auto selecionada e máxima. Para determinação do padrão de caminhada destas populações, esta dissertação foi dividida em três estudos que levaram as seguintes conclusões:

O sinal de aceleração obtido durante a marcha de jovens e idosos apresentou alta reprodutibilidade, intra e inter sujeitos, para os três eixos de movimento e independente da velocidade de caminhada avaliada (auto selecionada ou máxima). As medidas adicionais de confiabilidade (mínima mudança detectável e erro padrão de medida) indicaram valores que refletem as mudanças absolutas da medida. Assim o acelerômetro utilizado foi considerado aplicável para análise de marcha em velocidade auto selecionada e máxima para indivíduos jovens e idosos.

Após a avaliação da confiabilidade da medida utilizada, foram observadas as diferenças entre as curvas de aceleração entre a população jovem e idosa. Identificou-se que embora exista baixa variabilidade da marcha entre os grupos, nas velocidades de caminhada auto selecionada e máxima, houve diferenças nos picos e vales avaliados, sobretudo durante a velocidade auto selecionada. Apesar das diferenças observadas entre os grupos tanto o grupo jovem quanto o grupo idoso não apresentaram valores que indicassem assimetria da marcha, independente da velocidade de caminhada.

No entanto, quando avaliado a curva de aceleração da marcha em diferentes superfícies, foi verificado que o sinal de aceleração apresenta maior variabilidade em superfícies instáveis como por exemplo grama e calçada de paralelepípedo se comparado a superfícies estáveis como por exemplo tablado de madeira. Adicionalmente, foram observadas diferenças entre os picos e vales durante a caminhada no terreno de grama, se comparado aos demais terrenos (calçada de paralelepípedo e tablado de madeira), indicando que as informações visuais do terreno podem influenciar no aumento da variabilidade do padrão de marcha.

Outros estudos devem ser realizados utilizando-se acelerômetros para realizar a avaliação estendida da marcha, por exemplo avaliar o sinal de

aceleração da marcha durante 24 horas, com objetivo de avaliar possíveis modificações do padrão de marcha ao longo do dia, podendo ser um instrumento de avaliação de indivíduos com risco aumentado de queda. Futuros estudos podem ainda avaliar movimentos presentes na rotina diária, como por exemplo subir e descer escadas, sentar-se e levantar-se, a fim de realizar o reconhecimento do padrão de tais movimentos, para que durante a avaliação estendida da marcha não sejam reconhecidos como eventos falso positivos. Por fim, sugere-se que sejam determinados através do sinal de aceleração, os padrões de eventos o preditores de quedas (tropeço e escorregão), assim, será possível avaliar os padrões de indivíduos que foram expostos ao risco de queda ou sofreram uma queda após a exposição a estes eventos.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P., MAGNUSSON, P. S., LARSSON, B., KJÆR, M., KRUSTRUP, P. Mechanical muscle function, morphology, and fiber type in lifelong trained elderly. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 11, p. 1989–1996, 2007.

ALEXANDER, I.; TETKO, I. V.; DAVID, T. Neural Network Studies. Comparison of Overfitting and Overtraining. **J. Chem. Inf. Comput.**, v. 35, p. 826–833, 1995.

ANSTEY, K.; STANKOV, L.; LORD, S. Primary aging, secondary aging, and intelligence. **Psychology and Aging**, v. 8, n. 4, p. 562–570, 1993.

ANTES, DANIELLE LEDUR; ORSEI, ELEONORA; BENEDETTI, T. B. Circumstances and consequences of falls among the older adults in Florianopolis . Epi Floripa Aging 2009. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 16, n. 2, p. 469–481, 2013.

APPS, C., STERZING, T., O'BRIEN, T., DING, R., LAKE, M. Biomechanical locomotion adaptations on uneven surfaces can be simulated with a randomly deforming shoe midsole. **Footwear Science**, v. 9, n. 2, p. 65–77, 2017.

ARSENAULT, A.B., WINTER, D.A., MARTENIUK, R. G. Is there a “normal” profile of EMG activity in gait? **Medical & Biological Engineering & Computing**, n. July, p. 337–343, 1986.

AYOUBI, F., LAUNAY, C.P., ANNWEILER, C., BEAUCHET, O. Fear of Falling and Gait Variability in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 16, n. 1, p. 14–19, 2015.

BALASUBRAMANIAN, C.K., BOWDEN, M.G., NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S. A. Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n. January, p. 43–49, 2007.

BASSEY, E. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, v. 7, n. 4, p. 289–297, 1997.

BEAUCHET, O.; ANNWEILER, C. Gait Variability among Healthy Adults: Low and High Stride-to-Stride Variability. **Gerontology**, v. 55, p. 702–706, 2009.

BECKERMAN, H., ROEBROECK, M E., LANKHORST, G. J., BECHER, J .G., BEZEMER, P.D., VERBEEK, A. L. M. Smallest Real Difference , a Link between Reproducibility and Responsiveness Published. **Quality of Life Research**, v. 10, n. 7, p. 571–578, 2001.

BEGG, R.; KAMRUZZAMAN, J. A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic , kinetic and kinematic gait data. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 401–408, 2005.

BENJUYA, N.; MELZER, I.; KAPLANSKI, J. Aging-Induced Shifts From a Reliance on Sensory Input to Muscle Cocontraction During Balanced Standing. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 59, n. 2, p. 166–171, 2004.

BENTO, T.; MOTA, M. P. Use of accelerometry to measure physical activity in adults and the elderly *Atividade física em adultos e idosos avaliados por acelerometria*. **Revista de Saúde Pública**, v. 46, n. 3, p. 561–570, 2012.

BIANCHI, O. H.; PEDRINI, S. C.; BALBINOT, G. Comparação da variabilidade dos parâmetros espaço-temporais e índice de simetria em cinco velocidades de caminhada de um idoso saudável e um idoso hemiparético. p. 76–81, 2011.

BLAIR, S., LAKE, M.J., DING, R., STERZING, T. Magnitude and variability of gait characteristics when walking on an irregular surface at different speeds. **Human Movement Science**, v. 59, n. April, p. 112–120, 2018.

BOOTSMA, R.J., HOUBIERS, M.H.J., WHITING, H. T. A., VAN WIERINGEN, P. C. W. Acquiring an attacking forehand drive: The effects of static and dynamic environmental conditions. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 62, n. 3, p. 276–284, 1991.

BRODIE, M.A.D., BEIJER, T.R., CANNING, C.G., LORD, S. R. Head and pelvis stride-to-stride oscillations in gait: Validation and interpretation of measurements from wearable accelerometers. **Physiological Measurement**, v. 36, n. 5, p. 857–872, 2015.

BRUNNER, F., SCHMID, A., SHEIKHZADEH, A., NORDIN, M.; YOON, J., FRANKEL, V. Effects of Aging on Type II Muscle Fibers: A Systematic Review of the Literature. **Journal of Aging & Physical Activity**, v. 15, n. 3, p. 336–348, 2007.

BURDETT, R. Comparison of Gait Characteristics in Young and Old. **Physical Therapy**, v. 74, n. 7, p. 637–644, 1994.

CALLISAYA, M.L., BLIZZARD, L., SCHMIDT, M.D., MCGINLEY, J. L.; LORD, S.R., SRIKANTH, V. K. A population-based study of sensorimotor factors affecting gait in older people. **Age and Ageing**, v. 38, n. 3, p. 290–295, 2009.

CANDOW, D. G.; CHILIBECK, P. D. Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 60, n. 2, p. 148–156, 2005.

CHAU, T. A review of analytical techniques for gait data. Part 2: Neural network and wavelet methods. **Gait and Posture**, v. 13, n. 2, p. 102–120, 2001.

CHIEN, J.H., YENTES, J., STERGIOU, N., SIU, K. HHS Public Access. **J Phys Act Nutr Rehabil**, n. Cv, 2015.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. What is dynapenia? **Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)**, v. 28, n. 5, p. 495–503, 2012.

DANION, F., VARRAINE, E., BONNARD, M., PAILHOUS, J. Stride variability in human gait: The effect of stride frequency and stride length. **Gait and Posture**, v. 18, n. 1, p. 69–77, 2003.

DAUBNEY, M.E., CULHAM, E. G. Lower-Extremity Muscle Force and Balance Performance in Adults Aged. v. 79, n. 12, p. 1177–1185, 1999.

DICHARRY, J. Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. **Clinics in Sports Medicine**, v. 29, n. 3, p. 347–364, 2010.

DONOGHUE, O. A.; DOOLEY, C.; KENNY, R. A. Usual and Dual-Task Walking Speed: Implications for Pedestrians Crossing the Road. **Journal of Aging and Health**, v. 28, n. 5, p. 850–862, 2016.

EDELSTEIN, B. A.; DROZDICK, L. W. Falls Among Older Adults. 1998.
ELBLE, R. J., THOMAS, S. S., HIGGINS, C., COLLIVER, J. Stride-dependent changes in gait of older people. **Journal of Neurology**, v. 238, n. 1, p. 1–5, 1991.

FITZPATRICK, A.L., BUCHANAN, C.K., NAHIN, R.L., DEKOSKY, S. T.; ATKINSON, H.H., CARLSON, M. C.; WILLIAMSON, J. D. Associations of Gait Speed and Other

Measures of Physical Function With Cognition in a Healthy Cohort of Elderly Persons. **Journal of Gerontology**, v. 62, n. 11, p. 1244–1251, 2007.

FORTUNE, E. et al. Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement - Part II: Step counts at a wide range of gait velocities. **Medical Engineering and Physics**, v. 36, n. 6, p. 659–669, 2014.

FREITAS, S. M. S. F.; BAGESTEIRO, L. B.; ALOUCHE, S. R. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 16, n. 5, p. 375–380, 2012.

FRIMENKO, R.; GOODYEAR, C.; BRUENING, D. Interactions of sex and aging on spatiotemporal metrics in non-pathological gait: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, v. 101, n. 3, p. 266–272, 2015.

GARD, S. A.; MIFF, S. C.; KUO, A. D. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. **Human Movement Science**, v. 22, p. 597–610, 2004.

GIOFTSOS, G.; GRIEVE, D. W. The use of neural networks to recognize patterns of human movement: gait patterns. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 4, p. 179–183, 1995.

GODFREY, A., DIN, S. D., BARRY, G., MATHERS, J. C., ROCHESTER, L. Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination. **Medical Engineering and Physics**, v. 000, p. 1–8, 2015.

GOLDBERG, A.; SCHEPENS, S. Measurement error and minimum detectable change in 4-meter gait speed in older adults. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 23, n. 5–6, p. 406–412, 2011.

GOODPASTER, B. H., PARK, S. W. et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. **Journal of Gerontology**, v. 61, n. 10, p. 1059–64, 2006.

GREENE, B. R.; LABS, I.; KILDARE, C. A Comparison of Algorithms for Body-Worn Sensor Based Spatio-Temporal Gait Parameters to the GAITRite Electronic Walkway A comparison of algorithms for body-worn sensor based spatio-temporal gait parameters to the GAITRite electronic walkway Abstract. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 28, n. July 2012, p. 349–355, 2012.

HAMILL, J., BATES, B. T., KNUTZEN, K. M. Research Quarterly for Exercise and Sport Ground Reaction Force Symmetry during Walking and Running University of Oregon. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 1367, n. September, p. 2168–3824, 1984.

HARRIDGE, S. D. R.; LAZARUS, N. R. Physical Activity, Aging, and Physiological Function. **Physiology**, v. 32, n. 2, p. 152–161, 2017.

HARTMANN, A., MURER, K., BIE, A. D. B., E. D. D. Reproducibility of spatio-temporal gait parameters under different conditions in older adults using a trunk tri-axial accelerometer system. **Gait & Posture**, v. 30, p. 351–355, 2009.

HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 8, p. 1050–1056, 2001.

HEINRICH, S., RAPP, K., RISSMANN, U., BECKER, C. Cost of falls in old age: a systematic review. **Osteoporos**, v. 21, p. 891–902, 2010.

HERMAN, T., GILADI, N., GUREVICH, T.; HAUSDORFF, J. M. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautious” gait: Why do certain older adults walk fearfully? **Gait and Posture**, v. 21, n. 2, p. 178–185, 2005.

HERZOG, W. NIGG, B.M., READ, L.J., OLSSON, E. Assymetries in ground reaction force patterns in normal human gait. **Medicine & Science in sports & Exercise**, v. 21, n. 1, p. 110–114, 1989.

HINTON, G. A Simple Way to Prevent Neural Networks from Overfitting. **Journal of Machine Learning Research**, v. 15, p. 1929–1958, 2014.

HOLZREITER, S.F., KOHLE, M. E. Assessment of gait patterns using neural networks. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 6, p. 645–651, 1993.

HOMERO, T.L., MANHÃES, A. C. Association between functional alterations of senescence and senility and disorders of gait and balance. **Clinical Science**, v. 67, n. 7, p. 719–729, 2012.

HSIEH, Y.; CHO, C. Human Movement Science Age-related changes of arm movements in dual task condition when walking on different surfaces. **Human Movement Science**, v. 31, n. 1, p. 190–201, 2012.

IBGE. Síntese de indicadores sociais - Uma análise das condições de vida. **Coordenação de População e Indicadores Sociais**, v. 36, p. 1–81, 2016.

JASIEWICZ, J.M., ALLUM, J. H. J., MIDDLETON, J. W., BARRISKILL, A., CONDIE, P., PURCELL, B., CHE, R., LI, T. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. **Gait & Posture**, v. 24, p. 502–509, 2006.

JØRGENSEN, L., CRABTREE, N. J., REEVE, J., JACOBSEN, B. K. Ambulatory Level and Asymmetrical Weight Bearing After Stroke Affects Bone Loss in the Upper and Lower Part of the Femoral Neck Differently: Bone Adaptation After Decreased Mechanical Loading. **Bone**, v. 27, n. 5, p. 701–707, 2000.

KANG, M.S., YANG, J.H., LEE, J. H., PANDAY, S. B., KIM, K., MOON, J.H., KOO, D. H. Effect of surface properties on gait characteristics. **Indian Journal of Science and Technology**, v. 9, n. 46, p. 1–5, 2016.

KANG, H. G.; DINGWELL, J. B. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. **Gait and Posture**, v. 27, n. 4, p. 572–577, 2008.

KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. **Gait and Posture**, v. 28, n. 1, p. 1–15, 2008.

KERRIGAN, D.C., LEE, L. W., NIETO, T. J., MARKMAN, J. D., COLLINS, J.J., RILEY, P. O. Kinetic Alterations Independent of Walking Speed in Elderly Fallers. **Gait & Posture**, v. 81, n. June, p. 730–735, 2000.

KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 3, p. 317–322, 1998.

KITO, T.; YONEDA, T. Dominance of gait cycle duration in casual walking. **Human Movement Science**, v. 25, p. 383–392, 2006.

KO, S., JEROME, G., SIMONSICK, E., STUDENSKI, S., FERRUCCI, L. Differential Gait Patterns by Falls History and knee pain status in Healthy Older Adults: Results From the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism**, v. 26, n. 1, p. 1–44, 2017.

KO, SEUNG-UK, HAUSDORFF, J.M., FERRUCCI, L. Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. **Age and Ageing**, n. September 2010, p. 688–694, 2010.

KOBSAR, D. et al. Evaluation of age-related differences in the stride-to-stride fluctuations, regularity and symmetry of gait using a waist-mounted tri-axial accelerometer. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 553–557, 2014.

KUBO, M.; ULRICH, B. D. Early stage of walking: Development of control in mediolateral and anteroposterior directions. **Journal of Motor Behavior**, v. 38, n. 3, p. 229–237, 2006.

KUO, A. D. Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. **International Journal of Robotics Research**, v. 18, n. 9, p. 917–930, 1999.

LAFUENTE, R.; BELDA, J. M. Design and test of neural networks and statistical classifiers in computer-aided movement analysis: a case study on gait analysis. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 3, p. 216–229, 1998.

LAUFER, Y.; MODULE, H. Effect of Age on Characteristics of Forward and Backward Gait at Preferred and Accelerated Walking Speed. **Health (San Francisco)**, v. 60, n. May, p. 627–632, 2005.

LAURETANI, F. et al. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. **Journal of applied physiology**, v. 95, n. 5, p. 1851–60, 2003.

LAY, A. N.; HASS, C. J.; GREGOR, R. J. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 9, p. 1621–1628, 2006.

LEE, J.A., CHO, S. H., LEE, YOUNG J., YANG, H.K., LEE, J. W. Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles. **Journal of Medical Systems**, v. 34, n. 5, p. 959–966, 2010.

LEE, J.H., CHUN, M.H., JANG, D. H., AHN, J. S., YOO, J. Y. A comparison of young and old using three-dimensional motion analyses of gait, sit-to-stand and upper extremity performance. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 19, n. 6, p. 451–456, 2007.

LEXELL, J.; TAYLOR, C. C.; SJÖSTRÖM, M. What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 84, n. 2–3, p. 275–294, 1988.

LI, W., KEEGAN, T. H. M., STERNFELD, B., SIDNEY, S., Q.; K. Outdoor Falls Among Middle-Aged and Older Adults: A Neglected Public Health Problem. **Research and practice**, v. 96, n. 7, p. 1192–1200, 2006.

LOCKHART, T. E., WOLDSTAD, J. C., SMITH, J.L., RAMSEY, J. D. Effects of age related sensory degradation on perception of floor slipperiness and associated slip parameters. **Safety Science**, v. 40, p. 689–703, 2002.

LUGADE, V., LIN, V., FARLEY, A., CHOU, L. An Artificial Neural Network Estimation of Gait Balance Control in the Elderly Using Clinical Evaluations. **PLoS ONE**, v. 9, n. 5, p. 1–8, 2014.

LUGADE, V.; LIN, V.; CHOU, L. Center of mass and base of support interaction during gait. **Gait & Posture**, v. 33, n. 3, p. 406–411, 2011.

MACKINNON, C. D.; WINTER, D. A. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 6, p. 633–644, 1993.

MAKI, B. E. Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear? **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 45, p. 313–320, 1997.

MANAL, K.; ROSE, W. A general solution for the time delay introduced by a low-pass Butterworth digital filter: An application to musculoskeletal modeling. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 3, p. 678–681, 2007.

MARIGOLD, D.S., PATLA, A. E., SARAF, P., RAFFERTY, M. R.; MOORE, J.L., KAHN, J.H., HENDRON, K., LEECH, K., HORNBY, T. . Adapting Locomotion to Different Surface Compliances: Neuromuscular Responses and Changes in Movement Dynamics Adapting Locomotion to Different Surface Compliances: Neuromuscular Responses and Changes in Movement Dynamics. **J Neurophysiol**, v. 94, p. 1733–1750, 2005.

MARIGOLD, D. S.; PATLA, A. E. Age-related changes in gait for multi-surface terrain. **Gait & Posture**, v. 27, p. 689–696, 2008.

MARTELLI, D., APRIGLIANO, F., TROPEA, P., PASQUINI, G., MICERA, S. Stability against backward balance loss: Age-related modifications following slip-like perturbations of multiple amplitudes. **Gait & Posture**, v. 53, p. 207–214, 2017.

MATHIE, M. J.; COSTER, A. C. F.; LOVELL, N. H. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. **Physiological Measurement**, v. 25, 2004.

MEIJER, R., PLOTNIK, M., ZWAAFTINK, E.G., LUMMEL, R.C.V., AINSWORTH, E., MARTINA, J.D., HAUSDORFF, J. M. Markedly impaired bilateral coordination of gait in post-stroke patients: Is this deficit distinct from asymmetry? A cohort study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 8, n. 23, p. 1–8, 2011.

MELZER, I., KRASOVSKY, T., ODDSSON, L. I.E., LIEBERMANN, D. G. Age-related differences in lower-limb force-time relation during the push-off in rapid voluntary stepping. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 10, p. 989–994, 2010.

MELZER, I. et al. Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, 2007.

MENA, D.; MANSOUR, J. M.; SIMON, S. R. Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. **Journal of Biomechanics**, v. 14, n. 12, p. 823–832, 1981.

MENANT, J. C., STEELE, J. R., MENZ, H. B., MUNRO, B. J., LORD, S. R. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. **Gait & Posture**, v. 29, p. 392–397, 2009.

MENZ, H. B., LATT, M. D., TIEDEMANN, A., MUN, M., KWAN, S., LORD, S. R. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. **Gait & Posture**, v. 20, p. 20–25, 2004.

MENZ, H. B.; LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. **Gait and Posture**, v. 18, n. 1, p. 35–46, 2003.

MERCANT, A.; CUESTA-VARGAS, A. I. Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks. **BMC Research**, v. 7, p. 1–9, 2014.

MIDDLETON, A., FULK, G., HERTER, T., BEETS, M., DONLEY, J., FRITZ, S. Self-selected and maximal walking speeds provide greater insight into fall status than walking speed reserve among community-dwelling older adults. **Am J Phys Med Rehabil.**, v. 93, n. 4, p. 292–297, 2016.

MILLS, P. M.; BARRETT, R. S.; MORRISON, S. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. **Gait & Posture**, v. 28, p. 101–107, 2008.

MOREIRA, MARCO ANTONIO; VEIT, E. A. Instituto de Física – UFRGS Programa de Pós-Graduação em Ensino de Física Mestrado Profissional em Ensino de Física Editores: Marco Antonio Moreira. **Instituto de física**, v. 16, 2005.

MOREIRA, B. S.; SAMPAIO, R. F.; KIRKWOOD, R. N. Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community-dwelling elderly women: a prospective study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 19, n. 1, p. 61–69, 2015.

MOSTAFAVIZADEH, M., CHEN, Z., WANG, L., LIAN, Q., LIU, Y., HE, J., LI, D., JIN, Z. Medical Engineering & Physics A neural network approach for determining gait modifications to reduce the contact force in knee joint implant. **Medical Engineering and Physics**, v. 36, n. 10, p. 1253–1265, 2014.

MOXLEY, D.; KREBS, D. E.; ANN, B. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait & Posture**, v. 10, p. 10–20, 1999.

MUNIZ, DAYARA LACERDA BORGES; ANDRADE, M. C. DE. Análise biomecânica das fases da marcha por acelerômetros. p. 9, 2012.

MURO-DE-LA-HERRAN, A.; GARCÍA-ZAPIRAIN, B.; MÉNDEZ-ZORRILLA, A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. **Sensors (Switzerland)**, v. 14, n. 2, p. 3362–3394, 2014.

NERO, H., WALLÉN, M. B., FRANZÉN, E., ST, A., HAGSTRÖMER, M. Accelerometer Cut Points for Physical Activity Assessment of Older Adults with Parkinson ' s Disease. **PLoS ONE**, v. 10, n. 9, p. 1–11, 2015.

NIELSEN, R. Theory of the Backpropagation Neural Network. **Department of Electrical and Computer Engineering**, p. 593–605, 1989.

NORTON, R.; CAMPBELL, A. J.; LEE-JOE, T. Circumstances of Falls Resulting in Hip Fractures Among Older People. **American Geriatrics Society**, v. 45, p. 1108–

1112, 1997.

ORTLIEB, S., GORZELNIAK, L., NOWAK, D., STROBL, R., GRILL, E., THORAND, B., PETERS, A., KUHN, K. A., KARRASCH, S., HORSCH, A., SCHULZ, H. Associations between Multiple Accelerometry-Assessed Physical Activity Parameters and Selected Health Outcomes in Elderly People – Results from the KORA-Age Study. **PLoS ONE**, v. 9, n. 11, 2014.

OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough? **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 1215–1218, 2003.

PALMER, T. B.; FOLLOWAY, B. N.; THOMPSON, B. J. Age-related effects on maximal and rapid hamstrings/quadriceps strength capacities and vertical jump power in young and older females. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 0, n. 0, p. 0, 2017.

PATTERSON, K. K., PARAFIANOWICZ, I., DANELLS, C.J., CLOSSON, V.; K., PATTERSON, P. I. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, n. February, p. 304–310, 2008.

PATTERSON, K.K, NADKARMI, N.K., BLACK, S.E., MCLLOY, W. E. Temporal gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. **Gait Posture**, v. 35, n. 4, p. 590–594, 2012.

PURSER, J. L., PIEPER, C. F., POOLE, C., MOREY, M. Trajectories of Leg Strength and Gait Speed Among Sedentary Older Adults: Longitudinal Pattern of Dose Response. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 58, n. 12, p. 1125–1134, 2003.

REDFERN, M. S.; SCHUMANN, T. A model of foot placement during gait. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 11, p. 1339–1346, 1994.

ROERDINK, M.; BEEK, P. J. Understanding Inconsistent Step-Length Asymmetries Across Hemiplegic Stroke Patients: Impairments and Compensatory Gait. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 25, n. 3, p. 253–258, 2011.

SARTINI, M., CRISTINA, M. L., SPAGNOLO, A. M., CREMONESI, P., COSTAGUTA, C., MONACELLI, F.; GARAU, J., ODETTI, P. The epidemiology of domestic injurious falls in a community dwelling elderly population: An outgrowing economic burden. **European Journal of Public Health**, v. 20, n. 5, p. 604–606, 2010.

SCHWEIZER, K., ROMKES, J., COSLOVSKY, M., BRUNNER, R. The influence of muscle strength on the gait profile score (GPS) across different patients. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 80–85, 2014.

SENDEN, R., GRIMM, B., HEYLIGERS, I. C., SAVELBERG, H.H.C.M., MEIJER, K. Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. v. 30, p. 192–196, 2009.

SENDEN, R., SAVELBERG, H. H.C.M., GRIMM, B., HEYLIGERS, I. C., MEIJER, K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. **Gait and Posture**, v. 36, n. 2, p. 296–300, 2012.

SENDEN, R., SAVELBERG, H. H.C. M., ADAM, J., GRIMM, B., HEYLIGERS, I. C., MEIJER, K. The influence of age , muscle strength and speed of information processing on recovery responses to external perturbations in gait. **Gait & Posture**, v. 39, n. 1, p. 513–517, 2014.

SILSUPADOL, P.; TEJA, K.; LUGADE, V. Reliability and validity of a smartphone-based assessment of gait parameters across walking speed and smartphone locations: Body , bag , belt , hand , and pocket. **Gait & Posture**, v. 58, n. September, p. 516–522, 2017.

SIMON, S. R. Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 12, p. 1869–1880, 2004.

SKELTON, D. A., GREIG, C. A., DAVIES, J. M., YOUNG, A. Strength Power n Related Functional Ability in Healthy People Aged 65-89 years.pdf. **Age and Ageing**, v. 23, n. 5, p. 237–377, 1994.

SOUSA, A. S. P. Análise da marcha baseada numa correlação multifatorial. **Faculdade de engenharia da universidade do Porto**, 2008.

SPRAGER, S.; ZAZULA, D. Impact of different walking surfaces on gait identification based on higher-order statistics of accelerometer data. **2011 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications, ICSIPA 2011**, p. 360–365, 2011.

STERZING, T., APPS, C., DING, R., CHEUNG, J. Walking on an unpredictable

irregular surface changes lower limb biomechanics and subjective perception compared to walking on a regular surface. **Journal of Foot and Ankle Research**, v. 7, n. Suppl 1, p. A81, 2014.

STEVENS, J. A., CORSO, P. S., FINKELSTEIN, E. A., MILLER, T. R. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. **Injury Prevention**, v. 12, n. 5, p. 290–295, 2006.

STOLZE, H., FRIEDRICH, H.J., STEINAUER, K., VIEREGGE, P. Stride parameters in healthy young and old women - Measurement variability on a simple walkway. **Experimental aging research**, v. 26, n. 2, p. 159–168, 2000.

STORM, F. A.; BUCKLEY, C. J.; MAZZÀ, C. Gait & Posture Gait event detection in laboratory and real life settings: Accuracy of ankle and waist sensor based methods. **Gait & Posture**, v. 50, p. 42–46, 2016.

TAO, W. LIU, T., ZHENG, R., FENG, H. Gait Analysis Using Wearable Sensors. p. 2255–2283, 2012.

TOCHIGI, Y, SEGAL, N.A., VASEENON, T., BROWN, T. D. Entropy analysis of tri-axial leg acceleration signal waveforms for measurement of decrease of physiological variability in human gait. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 30, n. 6, p. 897–904, 2012.

VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle and Nerve**, v. 25, n. 1, p. 17–25, 2002.

VERGHESE, J., HOLTZER, R., LIPTON, R.B., WANG, C. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 64, n. 8, p. 896–901, 2009.

VERLINDEN, V.J .A., GEEST, J. N., VAN, D., HOOGENHAM, Y. Y., HOFMAN, A.BRETELIER, M.M.B., IKRAM, M. A. Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. **Gait & Posture**, v. 37, n. 4, p. 500–505, 2013.

VISWANATHAN, A.; SUDARSKY, L. Balance and gait problems in the elderly. **Handbook of Clinical Neurology**, v. 103, p. 623–634, 2012.

VITECKOVA, S., KUTILEK, P., SVOBODA, Z., KRUPICKA, R., KAULER, J. Biomedical Signal Processing and Control Gait symmetry measures: A review of

current and prospective methods. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 42, p. 89–100, 2018.

WEISS, A., BROZGOL, M., DORFMAN, M., HERMAN, T., SHEMA, S., GILADI, N., HAUSDORFF, J. M. Does the evaluation of gait quality during daily life provide insight into fall risk? A novel approach using 3-Day accelerometer recordings. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 27, n. 8, p. 742–752, 2013.

WHO WORLD HEALTH ORGANIZATION. Global Report on Falls Prevention in Older Age. **WHO**, p. 53, 2007.

WILE, D. J.; RANAWAYA, R.; KISS, Z. H. T. Smart watch accelerometry for analysis and diagnosis of tremor. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 230, p. 1–4, 2014.

WILKEN, J. M., RODRIGUEZ, K. M., BRAWNER, M., DARTER, B. J. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. **Gait and Posture**, v. 35, n. 2, p. 301–307, 2012.

WOLFSON, L. et al. Gait , and the Occurrence of Falls. v. 50, p. 64–67, 1995.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A.; NASHNER, L. M. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. **Int J Aging Hum Dev**, v. 23, n. 2, 1986.

WU, W.; SU, F. Potential of the back propagation neural network in the assessment of gait patterns in ankle arthrodesis. **Clinical biomechanics**, v. 15, p. 143–145, 2000.

WUEHR, M., SCHNIEPP, R., PRADHAN, C., ILMBERGER, J., STRUPP, M., BRANDT, T., JAHN, K. Differential effects of absent visual feedback control on gait variability during different locomotion speeds. **Experimental Brain Research**, p. 287–294, 2013.

WUEHR, M., SCHNIEPP, R., SCHLICK, C., HUTH, S., PRADHAN, C., DIETERICH, M., BRANDT, T., JAHN, K. Sensory loss and walking speed related factors for gait alterations in patients with peripheral neuropathy. **Gait & Posture**, v. 39, n. 3, p. 852–858, 2014.

YACK, H. J.; BERGER, R. C. Dynamic stability in the elderly: Identifying a possible measure. **Journals of Gerontology**, v. 48, n. 5, p. 225–230, 1993.

YANG, C. C. et al. Estimation of walking behavior using accelerometers in gait rehabilitation. **Engineering**, v. 05, n. 05, p. 7772–7788, 2013.

ZIJLSTRA, W.; HOF, A. Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions. **Gait & Posture**, v. 6, n. 1, p. 249–262, 1997.

APÊNDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós , André Luiz Felix Rodacki (orientador), Ana Carolina Passos de Oliveira (aluna de pós-graduação), Jerusa Petróvna Resende de Lara (aluna de pós-graduação) e John Jairo Vilarejo Mayor da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando o Senhor (a) a participar de um estudo intitulado: Uso de alta tecnologia para detecção de padrões de marcha e tropeço com risco de queda em jovens e idosos.

O envelhecimento é um processo natural a todos os seres humanos, que leva ao aumento do risco de quedas, devido a redução da força muscular e equilíbrio. Estas alterações podem levar à dificuldades de realizar atividades básicas da vida diária, como por exemplo modificações do padrão de caminhada. Desta forma, o estudo da marcha é de fundamental importância nas populações de idosos e jovens para entender as alterações que ocorrem desde a marcha na idade adulta até a marcha durante o envelhecimento.

- a) O objetivo desta pesquisa é desenvolver e aplicar um sistema baseado em acelerometria para detecção de idosos em risco de queda.
- b) Caso o (a) senhor (a) participe da pesquisa, será necessário:
 - Realizar avaliações de medidas corporais (massa corporal e estatura)
 - Realizar uma entrevista com um dos pesquisadores com perguntas sobre condições de saúde, uso de medicamentos, hábitos de vida e histórico de quedas.
 - A partir da entrevista se não houver nenhuma restrição à sua participação, você deverá comparecer ao local da pesquisa mais um dia para realizar as demais avaliações que seguem.
 - Realizar teste de força máxima e potência dos músculos das pernas.
 - Realizar avaliação cinética, cinemática e de aceleração da marcha. Ou seja, avaliação de sua caminhada e capacidade de recuperar o equilíbrio após alguma perturbação inesperada. Para isso serão fixadas em sua pele com fita adesiva diversas bolinhas refletivas para a visualização do movimento no computador e também duas caixinhas de plástico (eletrodos) no seu tornozelo, para avaliar a aceleração das pernas durante a caminhada. Se necessário, será feita a tricotomia (retirada dos pêlos com material descartável) dos locais onde serão coladas as bolinhas e os eletrodos para melhor fixação, sem que isso cause qualquer desconforto.
 - Realizar um teste de equilíbrio dinâmico: Teste do Passo, em que será medido o tempo que você leva para dar um passo à frente a partir do sinal de comando.
- c) Para tanto você deverá comparecer no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM), no Departamento de Educação Física, no Campus do Jardim Botânico, da Universidade Federal do Paraná. Para a realização das avaliações citadas acima, serão necessários cinco dias, com sessões de aproximadamente 1 hora e meia em cada dia, para melhor realização dos testes e respeitando o limite individual dos participantes.

Participante da Pesquisa e/ou Responsável Legal Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE

- d) É possível que o (a) senhor (a) experimente algum desconforto, principalmente relacionado a possibilidade de uma perturbação (tropeço) ao seu equilíbrio e há a possibilidade de você cair, porém não há risco de você se machucar ou mesmo tocar qualquer parte do seu corpo no chão, pois estará utilizando um equipamento de segurança devidamente testado. Também lembramos que se houver algum incidente que necessite de um atendimento de emergência, o DEF (Departamento de Educação Física) conta com os serviços da Plus Santé Emergências Médicas.
- e) Alguns riscos relacionados ao estudo podem ser a ocorrência de uma queda, porém não há o risco de tocar qualquer parte do corpo no chão, como resultado desta queda, pois o (a) senhor(a) será preso por meio de um colete, ainda podem ocorrer escoriações (lesões) leves na pele porém você usará tornoeleiras durante os testes para minimizar este risco. Entretanto se houver algum incidente que necessite de um atendimento de emergência, o DEF (Departamento de Educação Física) conta com os serviços da Plus Santé Emergências Médicas.
- f) Como benefício desta pesquisa espera-se: o conhecimento sobre as suas características biomecânicas da marcha, ou seja qual o tamanho do seu passo, quantos passos você dá em um minuto (cadência), quanto tempo você permanece com um pé apoiado no chão enquanto caminha e quanto tempo você fica com a perna no ar enquanto caminha. Ainda você contribuirá para o avanço científico acerca dos estudos sobre a marcha.
- g) Os pesquisadores Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki (orientador), Ana Carolina Passos de Oliveira (aluna de pós-graduação), Jerusa Petróvna Resende Lara (aluna de pós-graduação) e John Jairo Vilarejo Mayor (aluno de pós-graduação) responsáveis por este estudo poderão ser localizados no Laboratório de Comportamento Motor, no Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná. Rua Coração de Maria n° 92 Campus Jardim Botânico CEP: 80.215-370 – Curitiba – PR., pelo email: rodacki@ufpr.br, cpo.ana@hotmail.com, jplarara@yahoo.com.br, jvimayor@gmail.com ou pelo telefone: 41-9912-8595 (André Rodacki), 41-99646-0286 (Ana Oliveira), 19-9831-90705 (Jerusa Lara), 41-998730841 (John Mayor) no horário das 8:00 a.m. às 18:00 p.m. para esclarecer eventuais dúvidas que o (a) senhor (a) possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.
- h) A sua participação neste estudo é voluntária e se o (a) senhor (a) não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado.
- i) As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas. Pesquisadores nomeados acima. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a **sua identidade seja preservada e mantida sua confidencialidade.**
- j) O material obtido—questionários e dados das avaliações—será utilizado unicamente para

<p>Participante da Pesquisa e/ou Responsável Legal</p> <p>Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE</p>
--

essa pesquisa e será destruído/descartado ao término do estudo, dentro de 5 anos.

- k) As despesas necessárias para a realização da pesquisa (avaliações, materiais descartáveis, etc.) não são de sua responsabilidade e o senhor (a) não receberá qualquer valor em dinheiro pela sua participação.
- l) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.
- m) Se o (a) senhor (a) tiver dúvidas sobre seus direitos como participante de pesquisa, você pode contatar também o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP/SD) do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, pelo telefone 3360-7259. O Comitê de Ética em Pesquisa é um órgão colegiado multi e transdisciplinar, independente, que existe nas instituições que realizam pesquisa envolvendo seres humanos no Brasil e foi criado com o objetivo de proteger os participantes de pesquisa, em sua integridade e dignidade, e assegurar que as pesquisas sejam desenvolvidas dentro de padrões éticos (Resolução nº 466/12 Conselho Nacional de Saúde).

Eu, _____ li esse Termo de Consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem qualquer prejuízo para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Curitiba, ____ de ____ de ____

[Assinatura do Participante de Pesquisa ou Responsável Legal]

[Assinatura do Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE]

APÊNDICE 2**FICHA DE AVALIAÇÃO****1. Dados de identificação**

1.1 Nome: _____

1.2 Data de nascimento: _____

1.3 Idade: _____

1.4 Sexo: (☐) Feminino (☐) Masculino**2. Dados antropométricos**

2.1 Massa: _____ Kg

2.3 IMC: _____

2.2 Estatura: _____ cm

2.4 Comprimento da perna direita: _____ cm

2.5 Comprimento da perna esquerda: _____ cm

3. Histórico de quedas

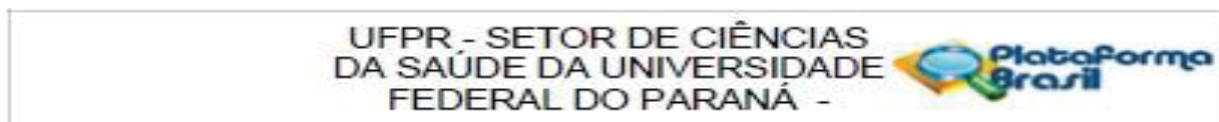
3.1 Nos últimos 12 meses você se recorda de ter tido alguma queda?

(☐) Sim (☐) Não

3.2 Quantas? _____

ANEXO 1

Aprovação do comitê de ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

- DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Uso de alta tecnologia para detecção de padrões de marcha e tropeço com risco de queda em jovens e idosos

Pesquisador: André Luiz Felix Rodacki

- **Área Temática:**

Versão: 2

CAAE: 87444518.0.0000.0102

Instituição Proponente: Programa de Pós-Graduação em Educação Física

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

- DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.695.570

- Apresentação do Projeto:

Projeto de pesquisa intitulado "Uso de alta tecnologia para detecção de padrões de marcha e tropeço com risco de queda em jovens e idosos", pesquisador responsável Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki (Programa de Pós-Graduação em Educação Física) e como colaboradores Ana Carolina Passos de Oliveira (mestranda), Jerusa Petróvna Resende Lara (pós-doutoranda) e John Jairo Vilarejo Mayor (pós-doutorando).

Segundo os autores, trata-se de uma pesquisa realizada no Centro de Estudo do Comportamento Motor (CECOM), localizado no Campus Jardim Botânico da Universidade Federal do Paraná - UFPR, no período de 07/2018 até 07/2024. A amostra será composta por 30 estudantes com idade entre 18 e 35 anos e por 130 idosos com idade igual ou superior a 60 anos. Os dados serão coletados por meio de anamnese clínica, questionários sobre quedas e serão aferidas as medidas antropométricas. O estudo será dividido em três etapas:

Etapa 1) Identificação de padrões de movimento no sinal de acelerometria (método de análise cinemática do

movimento). Etapa de caráter metodológico, em que será desenvolvido e testado um algoritmo (método computacional) para identificação e diferenciação de movimentos do membro inferior, através do sinal de aceleração triaxial de um sensor fixado na região do tornozelo. Nesta etapa serão recrutados 10 jovens capazes de deambular sem o auxílio de próteses e/ou órteses, estudantes do Departamento de Educação Física (DEF) localizado no Campus Jardim Botânico da Universidade Federal do Paraná (UFPR), e 10 idosos, com idade maior ou igual à 60 anos, que vivem de forma independente nas proximidades do Departamento de Educação Física da UFPR. Será solicitado aos participantes a realização de 10 repetições de movimentos, tais como: marcha em velocidade habitual e rápida; subida e descida de escada; subida e descida de rampa; transposição de obstáculos. Além dos movimentos controlados, será realizado um teste de simulação de tropeço e escorregão, para o qual será utilizado um dispositivo personalizado (desenvolvido no CECOM) já utilizado em outros estudos aprovados pelo comitê de ética, segundo os pesquisadores. A simulação ocorre durante a marcha onde um obstáculo (fio de polipropileno) é esticado repentinamente, a 10 cm de altura, bloqueando o pé do sujeito e ocasionando um tropeço. O participante avaliado utiliza um colete de segurança preso a um trilho fixo no teto do laboratório, assegurando que o mesmo não tocará o chão caso a recuperação do tropeço não ocorra.

Etapa 2) Ajuste e aplicação do sensor para identificação de padrões de movimento em idosos. Estudo aplicado de caráter transversal, onde pretende-se avaliar a capacidade do sensor e do algoritmo desenvolvido, em identificar e diferenciar os movimentos do membro inferior de idosos e jovens durante atividades de vida diária. Serão recrutados 20 jovens 18 e 35 anos, capazes de deambular sem o auxílio de próteses e/ou órteses, estudantes do Departamento de Educação Física (DEF) localizado no Campus Jardim Botânico da Universidade Federal do Paraná (UFPR), e 20 idosos que não utilizem órteses e/ou próteses para caminhar, com idade maior ou igual à 60 anos, moradores das proximidades do Departamento de Educação Física da UFPR.

Etapa 3) Aplicação e validação do sensor e do algoritmo. Nesta etapa será avaliada a aplicabilidade e reprodutibilidade do sensor e do algoritmo apenas na população idosa. Nesta etapa serão recrutados 100 idosos capazes de deambular sem o auxílio de próteses e/ou órteses, com idade maior ou igual a 60 anos, moradores de Curitiba e região metropolitana. Serão feitos convites impressos e em redes sociais. Os idosos serão equipados com os sensores de acelerômetro (tornozeleiras) e serão orientados a realizarem suas atividades habituais de vida diárias durante uma semana. O equipamento emitirá um sinal sonoro cada vez em que os sinais de aceleração se assemelharem àqueles identificados como tropeços no laboratório, a fim de que os participantes anotem em um formulário o evento que originou tais sinais.

O recrutamento dos jovens será por meio de cartazes e panfletos de divulgação, no Departamento de Educação Física (DEF) localizado no Campus Jardim Botânico da Universidade Federal do Paraná (UFPR), com a prévia autorização das coordenações do campus e através de divulgação eletrônica. O recrutamento dos idosos se dará também por meio de cartazes que serão colados em locais de ampla circulação, como

unidades de saúde e associações de moradores, por exemplo e por meio de divulgação eletrônica. Os panfletos e cartazes explicarão os objetivos, procedimentos, riscos e benefícios do estudo, acrescentados de endereço e telefone para contato.

Para caracterização da amostra será realizada anamnese clínica, aferição das características antropométricas (estatura e massa corporal), questionário sobre quedas e coleta de dados da marcha, utilizando o acelerômetro. Serão realizados testes adicionais a fim de mensurar atividade muscular, torque articular, equilíbrio dinâmico, variáveis espaço temporais da marcha. Para tanto, os indivíduos serão submetidos a testes controlados em laboratório. Espera-se encontrar como resultados a reprodutibilidade e replicabilidade do sinal de aceleração do acelerômetro Trigno Wireless System Delsys® e um algoritmo capaz de detectar as fases da marcha a partir de um padrão extraído.

Os participantes receberão um laudo explicativo dos resultados referentes aos testes realizados, com valores de referência para a população da mesma faixa etária.

- **Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Geral:

“Desenvolver e aplicar um sistema baseado em acelerometria para detecção de idosos em risco de queda.”

“Objetivos Específicos:

- Adquirir uma base de dados de sinais de aceleração durante o ciclo de marcha e tropeço, de jovens e idosos, em velocidade habitual e rápida
- Avaliar a reprodutibilidade do sinal de aceleração do ciclo de marcha e tropeço em jovens e idosos
- Implementar um sistema para a identificação dos padrões de marcha e tropeço, de jovens e idosos, a partir do sinal de aceleração
- Validar um método de detecção do ciclo de marcha e de tropeço, de jovens e idosos, a partir do sinal de aceleração
- Aplicar um método de detecção do ciclo de marcha e de tropeço, de idosos, a partir do sinal de aceleração”.

- **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os pesquisadores apontam como riscos "durante a análise de marcha e tropeço ocorrerá uma perturbação ao equilíbrio, implicando na possibilidade dos participantes caírem. Porém, não haverá risco de que os sujeitos se machuquem ou mesmo toquem qualquer parte do corpo no chão, pois os mesmos estarão utilizando um equipamento de segurança devidamente testado, com um cinto de segurança fixo por uma

corda a um trilho no teto do laboratório. Para qualquer emergência o atendimento de emergência conveniado com o Departamento de Educação Física (DEF), serviços da Plus Santé Emergências Médicas, será acionado". Ressaltam ainda que "no processo de recrutamento dos participantes, será solicitado um atestado médico com liberação para a realização dos testes". Para a minimização dos riscos, "durante os testes os participantes utilizarão tornozeleiras almofadadas a fim de evitar possíveis escoriações superficiais da pele, causadas pelo fio que compõe o mecanismo de tropeço". Quanto aos benefícios, os pesquisadores relatam que "indiretamente, os benefícios esperados com essa pesquisa serão: análise das condições de capacidade funcional, equilíbrio, potência muscular e força, assim como análise de marcha e estratégia adotada durante a recuperação de tropeço desta população. Lembrando que o projeto visa o desenvolvimento e aplicação um sistema para detecção de idosos em risco de queda, o benefício direto seria o uso desses dispositivos no dia-a-dia ajudando na detecção de queda desses idosos com possível intervenção rápida de familiares ou profissionais da saúde".

- **Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Os estudos sobre a temática são realizados majoritariamente no ambiente de laboratório, e a presente investigação levará o sistema para um ambiente não controlado, de modo a possibilitar a coleta de dados/informações relacionadas às atividades da vida diária dos idosos. Desse modo, trata-se de um projeto de pesquisa relevante e inovador.

- **Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Os termos foram apresentados devidamente assinados.

- **Recomendações:**

Não há.

- **Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

- É obrigatório retirar na secretaria do CEP/SD uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido com carimbo onde constará data de aprovação por este CEP/SD, sendo este modelo reproduzido para aplicar junto ao participante da pesquisa.

O TCLE deverá conter duas vias, uma ficará com o pesquisador e uma cópia ficará com o participante da pesquisa (Carta Circular nº. 003/2011CONEP/CNS).

Favor agendar a retirada do TCLE pelo telefone 41-3360-7259 ou por e-mail cometica.saude@ufpr.br, necessário informar o CAAE.

- **Considerações Finais a critério do CEP:**

Solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios semestrais e final, sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos, através da Plataforma Brasil - no modo: NOTIFICAÇÃO. Demais alterações e prorrogação de prazo devem ser enviadas no modo EMENDA. Lembrando que o cronograma de execução da pesquisa deve ser atualizado no sistema Plataforma Brasil antes de enviar solicitação de prorrogação de prazo.

Emenda – ver modelo de carta em nossa página: www.cometica.ufpr.br (obrigatório envio)

- **Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1109849.pdf	09/05/2018 14:57:01		Aceito
Outros	concordanciadeftimbrado.pdf	09/05/2018 14:56:24	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	Cartasimples.docx	09/05/2018 10:27:46	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	concordanicaDEF.pdf	09/05/2018 10:25:27	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	Projetodetalhadocorrigido.docx	09/05/2018 10:23:46	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	TCLEcorrigido.docx	09/05/2018 10:22:54	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Folha de Rosto	FolhaDeRosto.pdf	11/04/2018 22:24:47	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	AnalisedeMeritoQualificacao.pdf	11/04/2018 22:23:20	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	ExtratodaATA.pdf	11/04/2018 22:21:59	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	ConcordanciaServicosEnvolvidos.pdf	11/04/2018 22:18:54	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento /	TCLE.docx	11/04/2018 22:16:19	André Luiz Felix Rodacki	Aceito

Justificativa de Ausência	TCLE.docx	11/04/2018 22:16:19	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	CheckList.pdf	10/04/2018 00:36:47	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projetodetalhado.docx	10/04/2018 00:36:05	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	Oficiopesquisador.pdf	09/04/2018 23:50:45	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	TermoConfidencialidade.pdf	09/04/2018 23:46:46	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	DeclaracaoTornarPublicoResultados.pdf	09/04/2018 23:45:59	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	DeclaracaoUsoEspecifico.pdf	09/04/2018 23:45:13	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	TermodeCompromissoParaOInicioDaPesquisa.pdf	09/04/2018 23:44:16	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	TermodeResponsabilidadesnoprojetopdf	09/04/2018 23:29:58	André Luiz Felix Rodacki	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

- **Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

CURITIBA, 06 de
Junho de 2018

Assinado por:
Claudia Seely Rocco
(Coordenador)